

**Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra telekomunikační techniky**

**Návrh vláknově optického senzoru na bázi Braggovské
mřížky (FBG) pro měření tepové frekvence lidského těla**

**Design of fiber optic sensor based on Bragg gratings (FBG)
for measurement of heart rate for the human body**

2019

Bc. Michal Kostelanský

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra telekomunikační techniky

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Michal Kostelanský**

Studijní program: N2647 Informační a komunikační technologie

Studijní obor: 2601T013 Telekomunikační technika

Téma: **Návrh vláknově optického senzoru na bázi Braggovské mřížky (FBG) pro měření tepové frekvence lidského těla.**
Design of fiber optic sensor based on Bragg gratings (FBG) for measurement of heart rate for the human body.

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

Tato práce popisuje návrh, realizaci a ověření funkcionality vláknově optického senzoru pro monitorování tepové frekvence lidského těla. Měřicí sonda je založena na technologii Braggovských mřížek (FBG) a je zapouzdřena do polymeru polydimethylsiloxan (PDMS). PDMS nabízí unikátní spojení vlastností vhodných pro použití v biomedicínských aplikacích. Mezi hlavní přednosti patří netečnost vůči lidské pokožce a odolnost vůči elektromagnetickému rušení (EMI).

1. Zpracujte rešerši o Braggovských mřížkách (FBG) v biomedicínských aplikacích.
2. Realizujte a popište experimentální zapouzdření FBG senzoru do polymeru Sylgar 184.
3. Navrhněte metodiku měření a proveďte experimentální měření tepové frekvence u testovacích osob.
4. Analyzujte úspěšnost detekce tepové frekvence u testovacích osob pomocí referenční sady na měření EKG na platformě NI (National Instruments).

Seznam doporučené odborné literatury:

[1] Othonos, A., Kyriacos K. and Francis T. Fiber Bragg gratings: fundamentals and applications in telecommunications and sensing. 2nd ed. Boston, Mass.: Artech House, 1999, xiv, 422 p. Optical science and engineering (Boca Raton, Fla.), 132. ISBN 08-900-6344-3


[2] KASHYAP, R. Fiber Bragg Gratings, 2nd Edition, Print Book ISBN :9780123725790

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

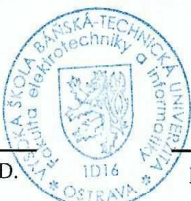
Vedoucí diplomové práce: **Ing. Jan Nedoma, Ph.D.**


Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



prof. Ing. Miroslav Vozňák, Ph.D.
vedoucí katedry






prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne: 25. dubna 2019


.....
podpis studenta

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu práce Ing. Janu Nedomovi, Ph.D. za odbornou pomoc, konzultaci a čas, který si našel, aby mi pomohl k vypracování této diplomové práce. Rovněž bych chtěl poděkovat i mé rodině, blízkým a všem, kteří mi byli na blízku při vypracovávání této práce.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá návrhem vláknově optického senzoru na bázi Braggovské mřížky (FBG) pro měření jedné ze základních vitálních funkcí, a to tepové frekvence lidského těla. Primární oblastí, ve které by mohl navržený a verifikovaný senzor být uplatněn je prostředí magnetické rezonance, kde je zapotřebí sledovat vývoj dechové, respektive tepové frekvence lidského těla. Působením magnetického pole, konvenční metody jako elektrokardiografie (EKG) selhávají, a proto se dnes pro tuto oblast vyvíjí nové senzorické technologie. Jednou z možných cest jsou optovláknové senzory, respektive Braggovské mřížky, jejichž princip funkce je vysvětlen v teoretické části této práce. V další části práce je vypracován stav řešerše, jejíž výstupem je znalost současného stavu výše uvedené problematiky ve světě. V praktické části práce je popsána samotná konstrukce FBG senzoru a jeho experimentální měření, kterého se účastnilo 6 dobrovolníků. Jako reference pro verifikaci FBG senzoru byla využita konvenční tří-svodová EKG sada. Pro statistické vyhodnocení byla využita medicínsky objektivní Bland-Altmanova analýza, která dosahovala podobnosti v průměru vyšší než 95%. Lze tak konstatovat, že experimentální metoda měření pomocí navrženého FBG senzoru byla řádně verifikována a ověřena.

Klíčová slova

Braggovská mřížka; optické vlákno; vláknově-optický senzor; vitální funkce; tepová frekvence; magnetická rezonance

Abstract

This Masters thesis deals with the design of optical fiber system based on fiber Bragg grating (FBG) to measure one of the vital functions, namely the heart rate of the human body. The primary areas in which a sensor could be designed and verified might be applied to a magnetic resonance environment where respiratory development is needed to be monitored such as pulse rates of the human body. The effects of magnetic field conventional methods such as electrocardiography (ECG) fail, so today, new sensor technology is being developed for this area. One of the possible solutions is optical fiber sensors, namely fiber Bragg grating, whose functional principle is explained within the theoretical part of this thesis. The next part of the Masters thesis with holds extensive research, in where the output of current knowledge and the state of the problem resides. The practical part of the thesis describes the construction of the FBG sensor and its experimental measurements, which was attended by 6 volunteers. As a reference for FBG sensor verification, a conventional three-lead ECG kit was used. For the statistical evaluation, a medically objective Bland-Altman analysis was used, which averaged over 95%. Thus, it can be stated that the experimental measurement method using the designed FBG sensor was appropriately verified.

Key words

fiber Bragg grating; optical fibre; fibre-optical sensor; vital functions; heart rate; magnetic resonance imaging

Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotky	Význam symbolu
λ	nm	vlnová délka
λ_B	nm	Braggovská vlnová délka
$\Delta\lambda_B$	nm	změna Braggovské vlnové délky
$\Delta\varepsilon$	μstrain	změna mechanického napětí
ΔT	$^{\circ}\text{C}$	změna teploty
δ_n	-	indukovaný index lomu
θ_A	stupeň	mezni akceptační úhel
θ_R	stupeň	mezni úhel šíření
Λ	μm	perioda
NA	-	numerická apertura
n	-	index lomu
n_{eff}	-	efektivní index lomu
SD	-	směrodatná odchylka
t_n	s	časová značka n-tého peaku
UV	-	ultrafialové záření
V	-	normalizovaná frekvence

Seznam obrázků

Číslo obrázku	Název obrázku	Číslo stránky
1	Šíření světla optickým vláknem [2]	15
2	Mnohamódové optické vlákno	16
3	Vlákno s gradientní změnou indexu lomu	17
4	Jednomódové optické vlákno	18
5	Diagram FBG struktury	20
6	Deformace mřížky	21
7	Vícebodový senzor	22
8	Uniformní Braggovská mřížka	22
9	Odrazové spektrum uniformní Braggovské mřížky	23
10	Lineárně čírpovaná Braggovská mřížka	24
11	Ukázka Bland-Altmanova grafu	25
12	Přichycení FOI a FBG na lidské tělo z článku [14]	28
13	Senzor z článku [21]	30
14	Navržený a otestovaný senzor z článku [37]	32
15	Schéma experimentálního měření z článku [43]	33
16	Schéma měření z článku [46]	35
17	Forma s Braggovskou mřížkou	36
18	Monitorovaná osoba v průběhu měření	37
19	Schéma měření	38
20	Průběh EKG vlny	39
21	Průběh BKG vlny	40
22	Porovnání EKG a BKG signálů	41
23	Zpracování signálu z FBG senzoru	42
24	Průběh srovnání tepové frekvence v čase u testovaného subjektu mužského pohlaví	43
25	Průběh srovnání tepové frekvence v čase u testovaného subjektu ženského pohlaví	43

26	10-sekundové detaily signálů EKG a BKG u mužského subjektu (1M)	44
27	10-sekundové detaily signálů EKG a BKG u ženského subjektu (1Z)	45
28	Bland-Altmanova analýza pro subjekt mužského pohlaví (1M)	46
29	Bland-Altmanova analýza pro subjekt ženského pohlaví (1Z)	46

Seznam použitých zkratek

Zkratka	Význam
FBG	Fiber Bragg grating
BKG	Balistokardiograf
HR	Heart rate
PDMS	Polydimethylsiloxan
WDM	Wavelength division multiplexing
EKG	Elektrokardiograf
TDM	Time division multiplexing
LED	Light-emitting diode
OSA	Optical spectrum analyzer
DWDM	Dense Wavelength Division Multiplexing
EMI	Electromagnetic interference
MRI	Magnetic resonance imaging
FOI	Fiber optic interferometer
FBGHBD	Fiber Bragg grating heart beat device
FWHM	Full width at half maximum
OSNR	Optical signal to noise ratio
CSV	Comma separated values

Obsah

Úvod.....	- 13 -
1 Optické vlákno	- 15 -
1.1 Šíření světla optickým vláknem.....	- 15 -
1.2 Typy vláken	- 16 -
1.2.1 Mnohamódové vlákno (Multimode - MM).....	- 16 -
1.2.2 Gradientní vlákno (Graded)	- 17 -
1.2.3 Jednomódové vlákno (Singlemode - SM).....	- 17 -
2 Braggovská mřížka.....	- 19 -
2.1 Princip funkce FBG.....	- 19 -
2.2 Typy Braggovských mřížek.....	- 22 -
2.2.1 Uniformní.....	- 22 -
2.2.2 Lineárně čírpovaná	- 23 -
2.2.3 Apodizovaná mřížka.....	- 23 -
2.3 PDMS pro zapouzdření FBG.....	- 24 -
3 Bland-Altmanova analýza	- 25 -
4 Rešerše FBG v biomedicínských aplikacích.....	- 27 -
4.1 Úvod rešerše	- 27 -
4.2 Závěr a shrnutí rešerše.....	- 35 -
5 Praktická část.....	- 36 -
5.1 Úvod do měření	- 36 -
5.2 Vytvoření FBG senzoru v PDMS	- 36 -
5.3 Měření	- 37 -
5.3.1 Metodika měření	- 37 -
5.4 Detekce a zpracování signálu	- 38 -
5.4.1 Elektrokardiografie.....	- 38 -
5.4.2 Balistokardiografie	- 39 -
5.4.3 Zpracování signálu	- 41 -
6 Vyhodnocení signálu.....	- 43 -
6.1 Vyhodnocení pomocí Bland-Altmanovy analýzy	- 45 -

7	Výsledky.....	- 47 -
	Závěr	- 48 -
	Použitá literatura.....	- 50 -

Úvod

Cílem této práce je navrhnout vláknově optický senzor pro měření tepové frekvence lidského těla, který bude založený na bázi Braggovské mřížky (FBG). Braggovská mřížka je stále poměrně nová technologie, která si stále více nachází uplatnění v senzorových technologiích. Její periodická struktura je citlivá na mechanické napětí (tzv. deformační citlivost) a na teplotu (tzv. teplotní citlivost). Při měření tepové frekvence dochází vlivem srdeční aktivity k mechanickému namáhání Braggovské mřížky, a tím jsme schopni po signálovém zpracování určit hodnotu snímané veličiny. Podrobnější princip Braggovských mřížek je popsán v teoretické části, ve které je také popsána základní informace o šíření světla v optických vláknech, a také typy optických vláken.

V další části práce je sepsána rešerše o aktuálním využití vláknově optických senzorů v biomedicínských aplikacích se zaměřením na mřížkové senzory. Motivací k sepsání rešerše bylo to, že jednou z vlastností vláknově optických senzorů je odolnost vůči elektromagnetickému rušení, což je také hlavní výhoda při použití těchto senzorů v biomedicínských aplikacích. Této vlastnosti lze například využít při monitorování životních funkcí pacienta v průběhu magnetické rezonance. V tomto případě konvenční metody selhávají, protože vznikající magnetické pole působí na elektroniku měřících přístrojů a jejich vodiče, čímž dochází ke zkreslení naměřených signálů.

Díky provedené rešerši byla získána znalost současného stavu problematiky ve světě a na základě těchto poznatků byly zvoleny vhodné materiály, postupy měření a následné vyhodnocení dat z praktické části měření tepové frekvence lidského těla.

V praktické části práce je popsán návrh FBG senzoru, který je zapouzdřen pomocí polymeru zvaného polydimethylsiloxan (PDMS). Dle uvedené rešerše se tento materiál široce využívá v biomedicínských aplikacích, a to díky kombinaci jeho vhodných vlastností, jako je zejména inertnost vůči lidské kůži, odolnost vůči elektromagnetickému rušení a UV záření. Ovšem důležitým poznatkem je také to, že zapouzdřením FBG tímto materiálem nedochází k negativnímu ovlivnění samotné funkce FBG senzoru.

Praktické měření tepové frekvence bylo verifikováno vůči referenční tří-svodové EKG sadě na bázi LabVIEW. FBG senzor byl upevněn pomocí elastického stahovacího pásu na hrud' monitorované osoby v oblasti srdce. Experimentálního měření se zúčastnilo celkem šest testovaných dobrovolníků, z toho bylo pět mužského pohlaví a jeden ženského pohlaví.

V další části práce je popsána detekce a zpracování naměřených signálů, k čemuž je využit výpočetní program MatLab. Základem je odfiltrovat nežádoucí složky naměřených signálů. K tomuto účelu je použita pásmová propust třetího řádu s mezními frekvencemi od 5 Hz do 20 Hz. Následně při zpracování referenčního EKG signálu je využita detekce dominantní R vlny a při zpracování signálu z experimentálního měření, tedy BKG signálu, je využita detekce dominantní J vlny.

Na základě takto detekovaných časových značek je kalkulována tepová frekvence v čase. Pro porovnání mezi referenčním a experimentální měřením je využita objektivní Bland-Altmanova analýza, což je biomedicínsky nejvíce používaná metoda pro posouzení rozdílů mezi dvěma metodami.

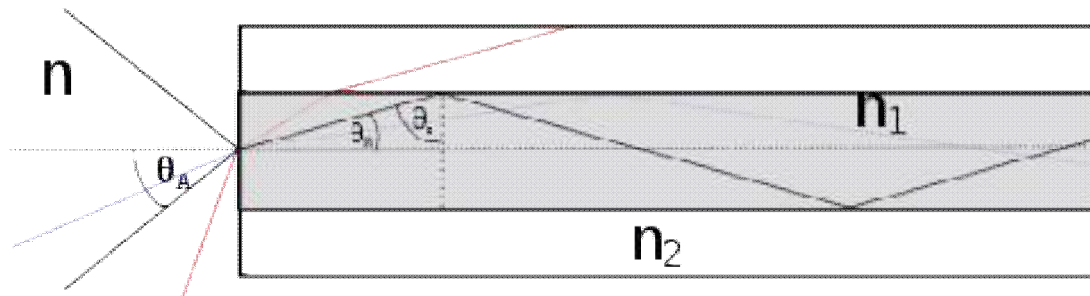
1 Optické vlákno

Optické vlákno je médium, které je schopné přenášet informace na dlouhé vzdálenosti a vysokými rychlostmi. Můžeme si jej představit jako tenké vlákno velikosti lidského vlasu, které je vyrobeno z křemenného skla nebo v některých případech i z průhledného plastu. Optická vlákna si našla využití v různých odvětvích, zejména v telekomunikacích a v biomedicině. K nahrazení metalického vodiče optickým vláknem došlo zejména kvůli mnoha lepším vlastnostem, mezi které patří například menší útlum signálu, který se pohybuje kolem 0,2 dB/km, nebo také odolnost vůči elektromagnetickému rušení.

1.1 Šíření světla optickým vláknem

Optické vlákno se skládá z jádra, pláště a primární ochrany. Jádro slouží k přenosu optického signálu a má z pravidla průměr 9, 50, nebo 62,5 μm . Okolo jádra je plášť, který musí mít index lomu menší, než má samotné jádro. Index lomu udává poměr velikostí rychlostí světla ve dvou uvažovaných optických prostředích. Se zvyšujícím se indexem lomu daného prostředí se zmenšuje rychlost šíření světla v daném prostředí. [1]

Princip šíření je založen na odrazu paprsku na rozhraní dvou materiálů, tedy na rozhraní jádra n_1 a pláště n_2 , kde musí být splněna již výše zmíněná podmínka týkající se indexu lomu jádra a pláště.



Obrázek 1: Šíření světla optickým vláknem [2]

Na obrázku 1 můžeme vidět, jak se šíří světlo optickým vláknem. Světelný paprsek dopadá na optické vlákno pod úhlem θ_A a láme se do jádra vlákna pod úhlem θ_R (mezní úhel šíření), pak na plášť jádra dopadá paprsek pod úhlem θ_C (mezní úhel na rozhraní jádra a pláště). Jednou z důležitých vlastností optického vlákna je tzv. numerická apertura, která popisuje maximální úhel pod kterým je možné paprsek do jádra navázat a následně šířit. Velikost numerické apertury vypočteme podle následujícího vztahu:

$$NA = n * \sin(\theta_A), \quad (1.1-1)$$

kde veličina n označuje index lomu prostředí a θ_A označuje mezní akceptační úhel.

Paprsek v optickém vlákně se šíří díky totálnímu odrazu, k němu však nedochází, pokud jsou mezní úhly větší, než je přípustné. Při nedodržení těchto podmínek dochází k vyvážení paprsku z vlákna. Velikost mezního úhlu můžeme vypočítat podle následujícího vztahu:

$$\sin(\theta_R) = \frac{n_2}{n_1}; \quad \cos(\theta_C) = \frac{n_2}{n_1} \quad (1.1-2)$$

1.2 Typy vláken

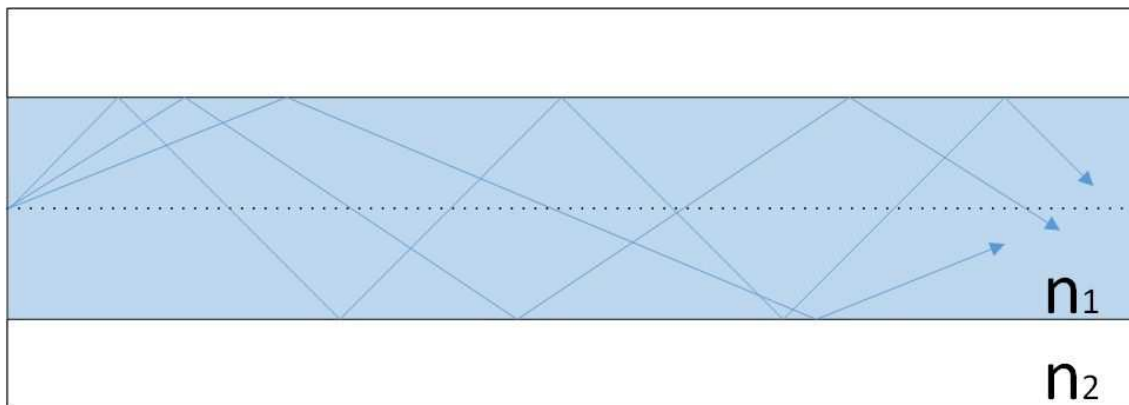
Existuje několik způsobů šíření optického signálu (tzv. vidu) ve vlákně. To závisí na průběhu indexu lomu jádra a pláště a také na průměru jádra.

Z toho důvodu dělíme vlákna na:

- Jednomódové
- Mnohamódové
- Gradientní

1.2.1 Mnohamódové vlákno (Multimode - MM)

Jádro i plášť mnohamódového vlákna má v celé délce konstantní index lomu. Je možné tímto typem vlákna přenášet více módů současně. Mnohamódové vlákna se využívají na kratší vzdálenosti, protože při zvyšující se délce mnohamódové optické trasy dochází také ke zvyšování vidové disperze. Při větších vzdálenostech by se musela zajistit kompenzace vzniklé vidové disperze, což je nákladnou záležitostí. [4]



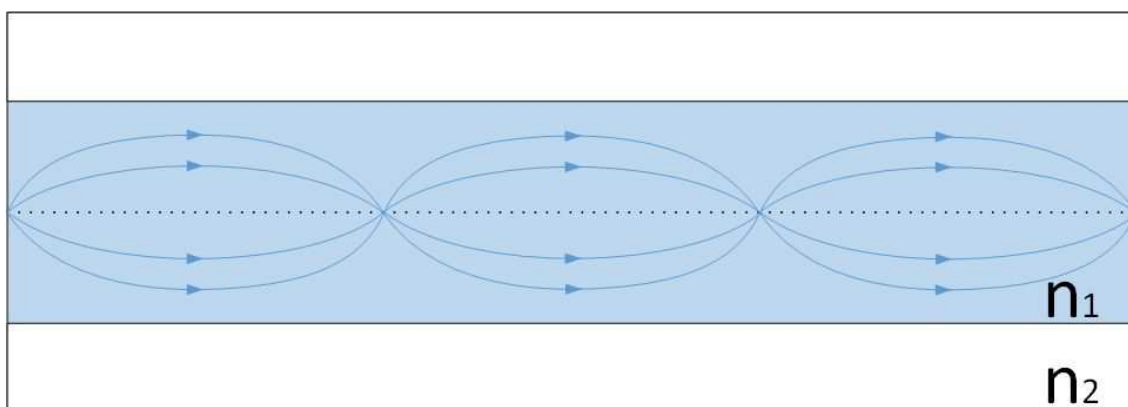
Obrázek 2: Mnohamódové optické vlákno

U tohoto typu optického vlákna se nejčastěji setkáváme s průměrem jádra 50 μ m, ale běžně se také objevuje průměr o velikosti 62,5 μ m. Okolo jádra je plášť, který slouží jako primární ochrana jádra před vnějšími nečistotami, zlomením jádra aj. Na vlákno se běžně

přidávají i další ochranné vrstvy (sekundární ochrana), ale ty se z pravidla liší dle výrobce a dle požadavků zákazníka. Primární a sekundární ochrana je u dalších typů optických vláken totožná. Z tohoto důvodu se u dalších typů zaměřím pouze na jádro vlákna, které se odlišuje. [4]

1.2.2 Gradientní vlákno (Graded)

Gradientní vlákna se vyznačují proměnlivým indexem lomu. Jsou vyráběna tak, aby index lomu ve směru od osy jádra k jeho okraji klesal (avšak nesmí klesnout pod hodnotu indexu lomu pláště). V takovém případě nedochází k úplnému odrazu paprsku na rozhraní jádra a pláště pod ostrým úhlem, ale dochází k pozvolnému ohybu paprsku. Tím dochází k částečné eliminaci vidové disperze a je tedy možné tyto vlákna využít pro vyšší přenosové rychlosti. [3]



Obrázek 3: Vlákno s gradientní změnou indexu lomu

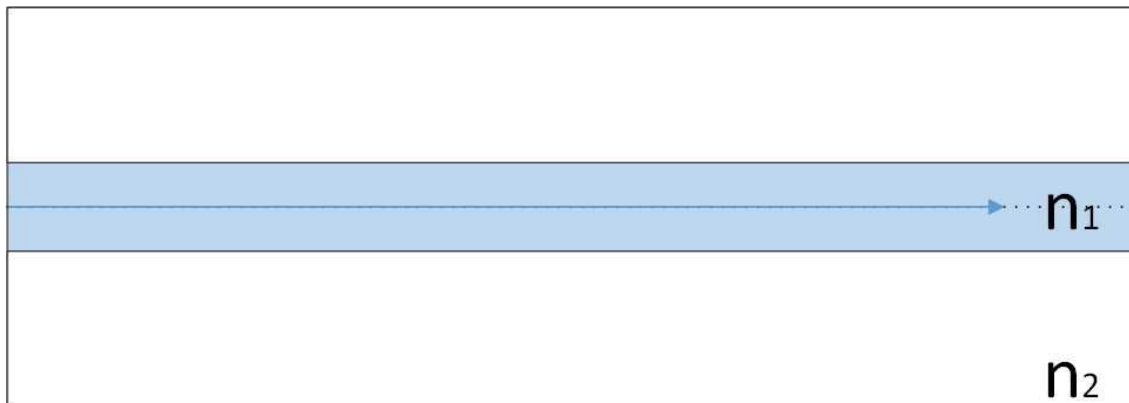
1.2.3 Jednomódové vlákno (Singlemode - SM)

Jednomódová vlákna jsou v telekomunikacích jedny z nejpoužívanějších. Index lomu jádra i pláště je v celé délce vlákna konstantní, na rozdíl od gradientních vláken. Oproti mnohomódovým vláknům je možné dosáhnout podstatně vyšších přenosových rychlostí na delších trasách. V podstatě jedinou odlišností od mnohomódových vláken je průměr vlákna, který je 8-10 μ m. Tato skutečnost na jednu stranu snižuje numerickou aperturu a omezuje frekvenční spektrum, ale na straně druhé je díky většímu úhlu odrazu rychlejší přenos a menší vidová disperze. Jednomódová vlákna jsou záměrně tvořena tak, aby jimi prošel pouze jeden paprsek (vid).

Jak jsem již zmiňoval, jednomódové vlákna jsou velice podobné mnohomódovým. Jediný rozdíl je pouze velikost jádra, které je u jednomódových vláken menší než u mnohomódových. Pro jednomódový režim vlákna musí platit následující vztah:

$$V = \frac{2\pi}{\lambda} * a * NA \leq 2,405 \quad (1.2.3-1)$$

Z uvedeného vztahu je zřejmé, že jednomódový režim vlákna závisí na vlnové délce λ , dále na numerické apertuře NA a hlavně na průměru jádra a . Ze strany vlnové délky a numerické apertury jsme limitováni fyzikálními zákony, avšak průměr jádra je pouze technologická záležitost, která je již dobře zvládnutá a umožňuje tak vyrobit jádro o potřebném průměru. [4]



Obrázek 4: Jednomódové optické vlákno

2 Braggovská mřížka

Základem pro výrobu Braggovské mřížky je jednomódové optické vlákno, které se převážně vyrábí z křemenného skla. Takto vyrobené vlákno by ovšem mělo slabou fotocitlivost, a tak je jádro vlákna dopováno například oxidem germania. Při výrobě Braggovské mřížky je fotocitlivost velmi důležitá. Pro výrobu můžeme použít pouze dostatečně kvalitní optické vlákno. FGB se skládá ze struktury periodicky se měnícího indexu lomu v jádře optického vlákna v délce 1 - 20 mm. Toho lze docílit různými způsoby, ovšem mezi ty nejvyužívanější patří metoda využívající fázovou masku, metoda bod po bodu a interferometrická metoda.

Výroba FBG pomocí interferometrické metody využívá rozdělení vyzařovaného UV záření laserového paprsku na dva paprsky a následně jeho rekombinaci při dopadu na optické vlákno. Tyto dopadající paprsky interferují příčně na vlákno a vytvářejí periodické změny v materiálu. Rozdílných změn indexu lomu můžeme docílit změnou intenzity záření paprsku.

Výroba FBG pomocí fázové maskovací metody se vyznačuje vysokou kvalitou, lehčí výrobou než v předchozím případě a jednoduchým zápisem mřížky do jádra. U této metody dochází k silnému osvětlení fázové masky pomocí UV laseru, čímž se vytvářejí prostorové modulace masky na jádře optického vlákna a dochází ke změně jeho struktury.

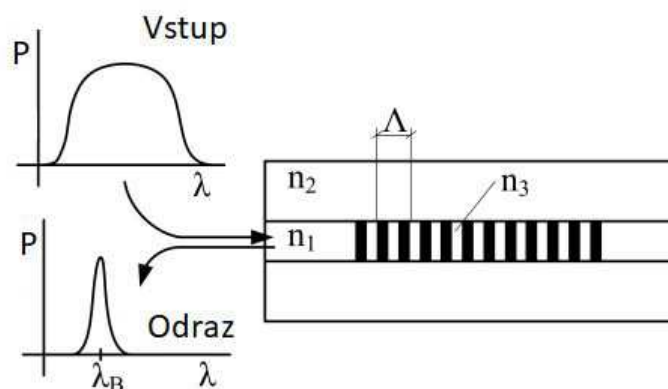
Výroba FBG pomocí metody bod po bodu postupně zapisuje segment po segmentu na který dopadá UV záření. Podél jádra optického vlákna dochází k vytváření periodické změny indexu lomu po jednom kroku. Při využívání této metody je velmi důležité, aby UV záření mělo přesnou délku a intenzitu na které závisí i délka periody. Perioda také závisí i na rychlosti posouvání vlákna při vytváření těchto změn.

2.1 Princip funkce FBG

Jak bylo již výše zmíněno, FBG je vytvořeno periodickými změnami indexu lomu jádra optického vlákna. Na obrázku 5 n_1 označuje index lomu jádra, n_2 je index lomu pláště a n_3 je největší index lomu ve struktuře mřížky ($n_3 = n_1 + \delta_n$, kde δ_n je indukovaný index lomu vzniklý během výroby mřížky). Při průchodu širokopásmového paprsku vláknem dopadá toto světlo na zmiňovanou periodickou strukturu. Tato periodická struktura odráží určitou vlnovou délku, která se nazývá Braggovská vlnová délka a označuje se λ_B . Braggovská vlnová délka závisí na geometrických a optických vlastnostech struktury mřížky a vyjadřuje se následujícím vztahem:

$$\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda; \quad (2.1-1)$$

kde n_{eff} je efektivní index lomu mřížky a Λ je perioda změny indexu lomu.[5, 6, 7]



Obrázek 5: Diagram FBG struktury

Braggovská vlnová délka je velmi citlivá na teplotu a deformaci. Tyto citlivosti jsou dány následujícími normalizovanými koeficienty. FBG s Braggovskou vlnovou délkou 1500 nm vykazuje deformační citlivost 1,2 pm/μstrain a teplotní citlivost 10,3 pm/°C. Zapouzdření FBG do PDMS samo o sobě neovlivňuje citlivost na mechanické napětí, takže i v případě zapouzdření stále platí citlivost 1,2 pm/μstrain. [8] Výše zmíněné hodnoty citlivosti Braggovské mřížky platí v případě použití standardního SMF-28 jednomódového optického vlákna. Normalizovaný teplotní koeficient je daný následujícím vztahem:

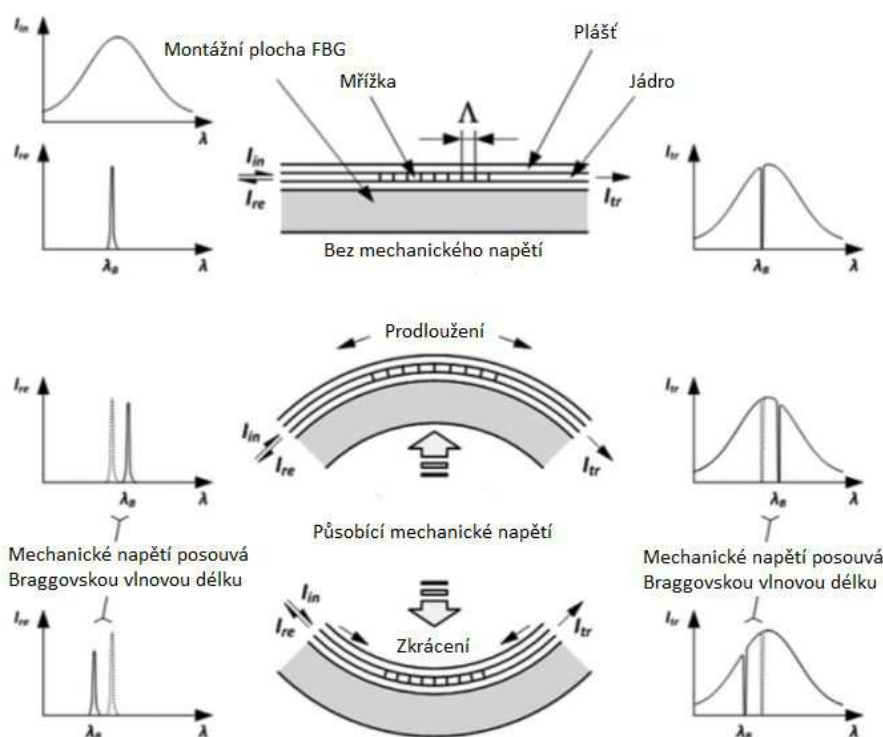
$$\frac{1}{\lambda_B} \frac{\Delta \lambda_B}{\Delta T} = 6,678 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}; \quad (2.1-2)$$

a normalizovaný koeficient mechanického napětí je dán následujícím vztahem:

$$\frac{1}{\lambda_B} \frac{\Delta \lambda_B}{\Delta \varepsilon} = 0,78 \cdot 10^{-6} \text{ } \mu\text{strain}^{-1}; \quad (2.1-3)$$

kde λ_B označuje Braggovskou vlnovou délku, $\Delta \lambda_B$ označuje posunutí Braggovské vlnové délky, $\Delta \varepsilon$ označuje změnu působícího mechanického napětí a ΔT symbolizuje změnu působící teploty. [9]

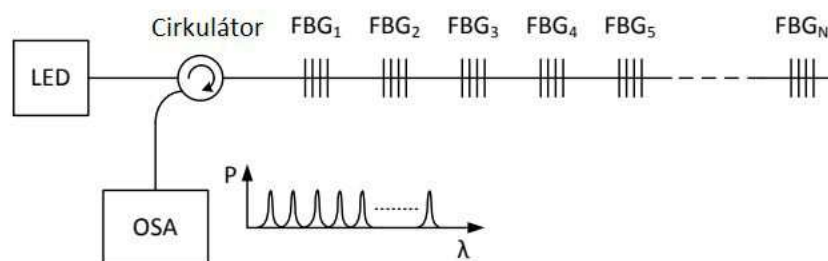
Na následujícím obrázku 6 můžeme vidět působení mechanického napětí na mřížku. Takové napětí způsobí prodloužení a nebo zkrácení mřížky, což má za následek adekvátní posun Braggovské vlnové délky. Toto je základní princip senzorové techniky za pomoci FBG. Paprsek jdoucí ze zdroje označený I_{in} dopadá na Braggovskou mřížku, která odráží úzkou část ze světelného spektra označenou jako I_{re} . Zbytek paprsku, který bez odrazu projde Braggovskou mřížkou je označen jako I_{tr} .



Obrázek 6: Deformace mřížky

Volbou vhodného zapouzdření je možné docílit citlivosti FBG na různé veličiny jako například tlak, síla nebo vibrace. FBG je relativně nová technologie, která nachází uplatnění v různých odvětvích. FBG technologie nejprve našla uplatnění jako optický filtr v telekomunikační technice. S jejich pomocí můžeme sloučit více kanálů do jednoho optického vlákna (jedná se o tzv. WDM - vlnový multiplex). V takovém případě každý vstupní kanál obsahuje FBG, která odráží rozdílnou vlnovou délku. Následně tato odražená vlnová délka za pomoci optického cirkulátoru směřuje do požadovaného optického vlákna. Na základě různých vlnových délek jsme schopni rozlišit různé signály v jednom kanálu.

Později si FBG našlo uplatnění i v senzorické technice. U Braggovských mřížek se jedná o jednobodový senzor, ale s pomocí multiplexní techniky můžeme jednoduše spojit více mřížek dohromady a získat tak vícebodový senzor. Nejběžnějšími metodami jsou vlnový multiplex (WDM) a časový multiplex (TDM). U WDM metody přichází světlo z LED přes cirkulátor až k Braggovským mřížkám a odražené světlo je detekováno v optickém spektrálním analyzátoru (OSA), kde každá Braggovská mřížka je nastavena na jinou Braggovskou vlnovou délku (Obrázek 7). V OSA každý peak reprezentuje jednu FBG a příslušné frekvenční posuny souvisí se změnami deformačního napětí nebo teploty. Naměřená hodnota je vyjádřena posunem Braggovské vlnové délky z FBG, která byla ovlivněna.



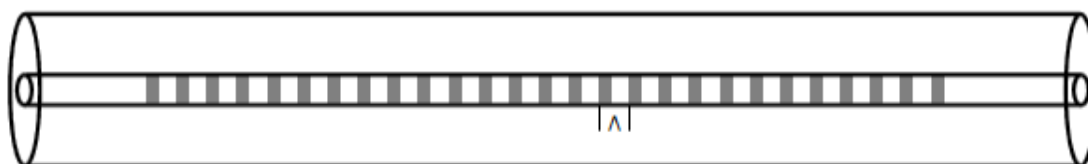
Obrázek 7: Vícebodový senzor

Pokud chceme využít metodu vlnového multiplexu, je nezbytné se vyhnout překrývání sousedních spekter. Z tohoto důvodu má každá FBG přiřazenou specifickou měřicí oblast, jejíž velikost je dána koeficientem citlivosti, a také očekávaným maximálním vlivem měřené veličiny. [10]

2.2 Typy Braggovských mřížek

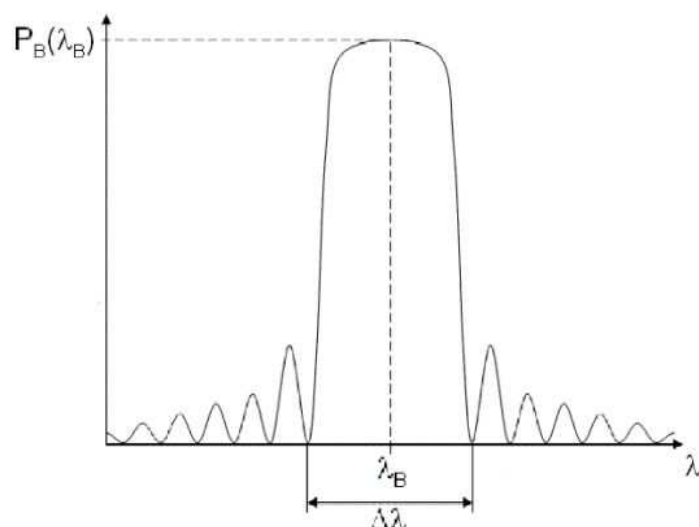
2.2.1 Uniformní

Tento typ mřížky považujeme za základní a nejjednodušší, co se týče vnitřní struktury. Jedná se o homogenní strukturu, takže velikost periody Λ je po celé délce mřížky stejná (obrázek 8).



Obrázek 8: Uniformní Braggovská mřížka

Na obrázku 9 můžeme vidět odrazné spektrum, které je poměrně úzké a se značným výskytem postraních laloků. Uniformní Braggovské mřížky se pro jejich vlastnosti využívají zejména v oblasti senzorické techniky (našly využití u snímačů teploty, otřesů, pnutí apod.), protože mřížka tohoto typu je schopná zaznamenat veškeré změny způsobené vnějšími vlivy. [11]



Obrázek 9: Odrazové spektrum uniformní Braggovské mřížky

2.2.2 Lineárně čirpovaná

Jedná se o speciální typ mřížky, kde se perioda mřížky monotónicky mění. Změna může být lineární nebo se také může zvyšovat nebo snižovat rozteč ve středu mřížky. Charakteristické vlastnosti tohoto typu jsou považovány za vhodné především v telekomunikačních a senzorických technologiích. Jedním z příkladů využití je zařízení pro korekci a kompenzaci disperze, které se používá zejména v systémech WDM. [12]



Obrázek 10: Lineárně čirpovaná Braggovská mřížka

2.2.3 Apodizovaná mřížka

Hlavním rozdílem oproti ostatním typům mřížek je ten, že se index lomu v jádře mění s každým dalším segmentem, a to po celou délku mřížky. Jedním z příkladů využití je v systému hustých vlnových multiplexů DWDM (Dense Wavelength Division Multiplexing). V tomto systému jsou vlnové délky různých kanálů velmi blízko sebe a mohlo by tak dojít ke vzájemnému splynutí kanálů. To by mělo za následek to, že by přijímač nebyl schopen jednotlivé kanály od sebe rozpoznat. Pro zamezení tohoto jevu je nutné použít Braggovskou mřížku s apodizovanou strukturou.

2.3 PDMS pro zapouzdření FBG

V posledních několika dekádách je polydimethylsiloxan (PDMS) široce využíván v biomedicínských aplikacích. To je způsobeno jeho kombinací vhodných vlastností, a to je také důvod, proč jsem PDMS vybral jako materiál pro zapouzdření FBG. Je inertní vůči lidské kůži, odolný vůči elektromagnetickému rušení (EMI) a UV záření, z čehož vyplývá, že je vhodný pro biomedicínské aplikace s primárním zaměřením na práci v prostředí magnetické rezonance.

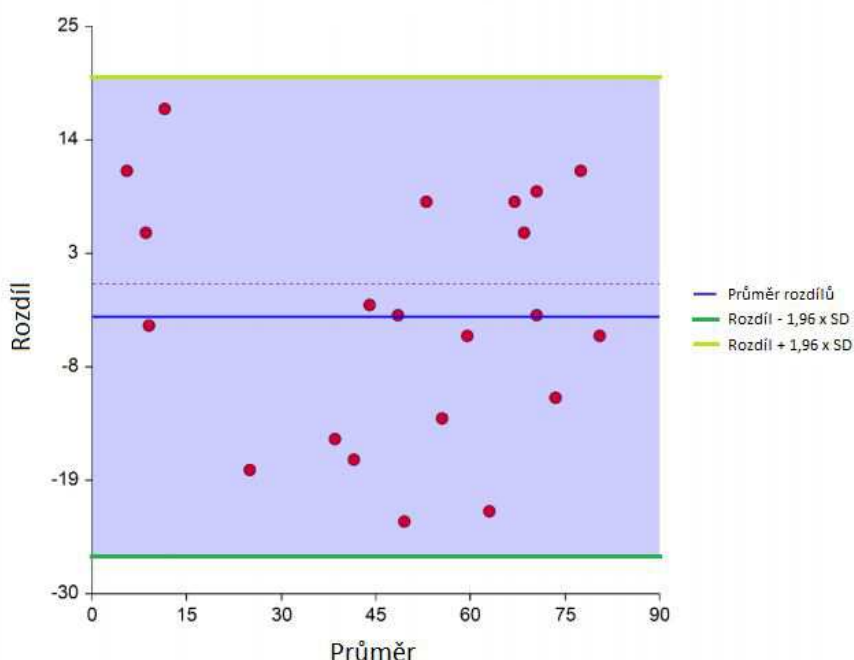
Jedná se o čirý polymer bez chuti a zápachu, který je téměř nerozpustný ve vodě, což je zapříčiněno jeho vysokou viskozitou. Teploty použitelnosti se běžně pohybují v rozmezí -60°C až $+200^{\circ}\text{C}$. Velmi často se u PDMS můžeme také setkat s označením silikonový kaučuk. [28]

Kombinace FBG a PDMS se tak jeví jako velmi vhodnou alternativou senzoru vitálních funkcí lidského těla a to zejména pro magneticky rezonanční prostředí (MRI).

3 Bland-Altmanova analýza

Bland a Altman navrhli tuhle analýzu v roce 1986 a našla si využití hlavně v laboratorní medicíně. Je to grafická závislost rozdílu výsledků dvou měřicích postupů pro jeden vzorek na průměru výsledků obou postupů.

Autoři této metody považují za optimální grafické znázornění dat pomocí modifikace grafu residuálních hodnot pro regresi, kdy nanášíme na osu Y residuální hodnoty a na osu X hodnoty prediktoru. Jejich modifikace spočívá v tom, že na osu Y nanášíme rozdíl hodnot $x-y$ získaný referenční a srovnávanou metodou a na osu X nanášíme průměr $(x+y)/2$, abychom vyrušili jev regrese k průměru a umělou korelaci mezi hodnotami $(x-y)$ a x .



Obrázek 11: Ukázka Bland-Altmanova grafu

Bland-Altmanův graf se nazývá také jako rozdílový graf, adekvátněji hodnotí nepodobnost měření oběma metodami. Ve srovnávacích experimentech nás zajímá především rozdíl $(x-y)$ a ne rozdíl hodnot srovnávané metody od regresivní přímky. Graf je doplněn o 3 kontrolní přímky. Jedna z přímek reprezentuje průměr rozdílů, od něhož zakreslíme přímky ve vzdálenosti 1,96 SD (směrodatná odchylka) na obě strany (Obrázek 11). Tento graf se široce uplatňuje v současné odborné biomedicínské literatuře. Autoři doporučují doplnit tento graf konfidenčním intervalem pro průměrný rozdíl, průměrem rozdílů a jejich směrodatnou odchylkou. Jestliže inspekce odhalí trend v rozdílech $(x-y)$, počítáme ještě korelaci mezi

hodnotami $(x-y)$ a $(x+y)/2$ a její statistickou významnost. Tato analýza posuzuje přítomnost proporcionální chyby. [16]

4 Rešerše FBG v biomedicínských aplikacích

4.1 Úvod rešerše

Optické senzory byly představeny v šedesátých letech, především pro endoskopické účely, intravaskulární a srdeční aplikace. Použití této technologie nabízí řadu výhod, které jsou vhodné pro biomedicínské účely, například malé rozměry, malá hmotnost, mají velkou citlivost a jsou odolné vůči elektromagnetickému rušení. Mohou být umístěny přímo na kůži lidského těla nebo také díky své pružnosti a malé velikosti mohou být umístěny do tělesných dutin (endoskopický přístup).

Zejména výše zmiňovaná odolnost vůči elektromagnetickému rušení je hlavní výhodou při využívání v biomedicínských aplikacích. Je to dáno tím, že materiály pro výrobu optických vláken jsou elektricky nevodivé (dielektrikum). Čehož lze využít například při monitorování srdeční frekvence pacienta v průběhu magnetické rezonance. V tomto případě při použití konvenčních metod dochází ke značnému zkreslení naměřených hodnot.

Existuje mnoho vědeckých článků, publikací a experimentálních studií, které se tímto zabývají. Pro ucelení již známých poznatků a informací jsem sepsal rešerši, která nám pomůže využít již známé informace pro vytvoření něčeho nového.

Autoři článku [5] popisují průběžné sledování dechové a tepové frekvence v prostředí s magneticky rezonančním zobrazením (MRI) pomocí optického snímače založeného na FBG technologií zapouzdřené do kompozitního materiálu složeného ze skleněných vláken, tkaniny a vytvrzené syntetické pryskyřice. Snímač disponoval malými rozměry (30 x 10 x 0,8 mm) a nízkou hmotností (2g). Měření bylo prováděno na deseti dobrovolnících (šest mužů a čtyři ženy) pomocí konvenční elektrokardiografie (EKG) k zjištění tepové frekvence a pomocí pneumatického dýchacího snímače k zjištění dechové frekvence. Naměřená data z optického snímače byla porovnána reálnými měřeními za pomoci objektivní metody Bland-Altman, a tím byla funkčnost snímače ověřena. Přesnost tohoto snímače byla charakterizována relativní chybou pod 5%. Testy prováděné v prostředí MRI prokázaly, že přítomnost snímače FBG v skeneru MRI nemá vliv na kvalitu získaných výsledků.

Publikace [14] představuje srovnávací studii dvou optických senzorů při sledování tepové a dechové frekvence lidského těla. Byly navrženy a sestaveny dva typy neinvazivních měřících a analytických systémů založených na Braggovské mřížce (FBG) a optickém interferometru (FOI). Obě tyto sondy byly zapouzdřeny do biologicky kompatibilního polydimethylsiloxanu (PMDS). Počáteční měření s cílem ověřit základní funkčnost měřících systémů a sond v prostředí MR bylo provedeno na čtyřech dobrovolnících (dva muži a dvě ženy) pod dohledem radiologického asistenta. Srovnávací studie byla provedena na základě souhlasu všech dobrovolníků v laboratorním prostředí s minimálním zatížením pohybu a diskutována s ředitelem Radiodiagnostického institutu. Cílem laboratorní studie bylo provést měření, které by co nejvíce simulovaly prostředí drsné MR nebo prostředí dlouhodobých zdravotnických zařízení, nemocnic a klinik. Konvenční systémy dechové a tepové frekvence

založené na měření EKG a změnách v obvodu hrudníku byly použity jako referenční hodnoty. Naměřené hodnoty z optických sond byly porovnány s referenčními hodnotami pomocí objektivní metody Bland-Altman a diskutovány s odborníky. Získané výsledky potvrdily funkčnost navržených sond, a to jak v případě měření dechové frekvence, tak i tepové frekvence.



Obrázek 12: Přichycení FOI a FBG na lidské tělo z článku[14]

Autoři článku [10] popisují návrh, konstrukci a funkční ověření vícekanálového optického senzorového systému pro základní monitorování vitálních funkcí lidského těla. Samotná sonda se skládá ze dvou FBG zapouzdřených v PDMS a byla využita pro sledování teploty těla, dechovou a tepovou frekvenci. Senzor je schopen nepřetržitě zpracovávat příchozí signály od 128 osob. Experimentální testy byly provedeny na deseti osobách obou pohlaví (šest mužů a čtyři ženy). Při měření nebyly zjištěny žádné významné rozdíly v kvalitě přijatého signálu v závislosti na věku, hmotnosti nebo výšce testovaných osob. Sonda byla umístěna na hrudníku a zafixována elastickým pásem. Dobrovolníci byli testováni jak ve stoje, tak vleže. Měření však prokázalo, že testované pozice neměly vliv na citlivost měřicí sondy. Referenční signál EKG byl získán s použitím standardních gelových elektrod, které byly upevněny na hrudníku monitorované osoby pomocí monitorovacího systému pro EKG signály s virtuálními přístroji. Výsledky těchto experimentů jednoznačně prokázaly funkčnost senzorového systému. Hodnoty dechového měření dosahovaly maximální relativní chyby 5,41% a maximální relativní chyba měření tělesné teploty dosahovala 0.36%.

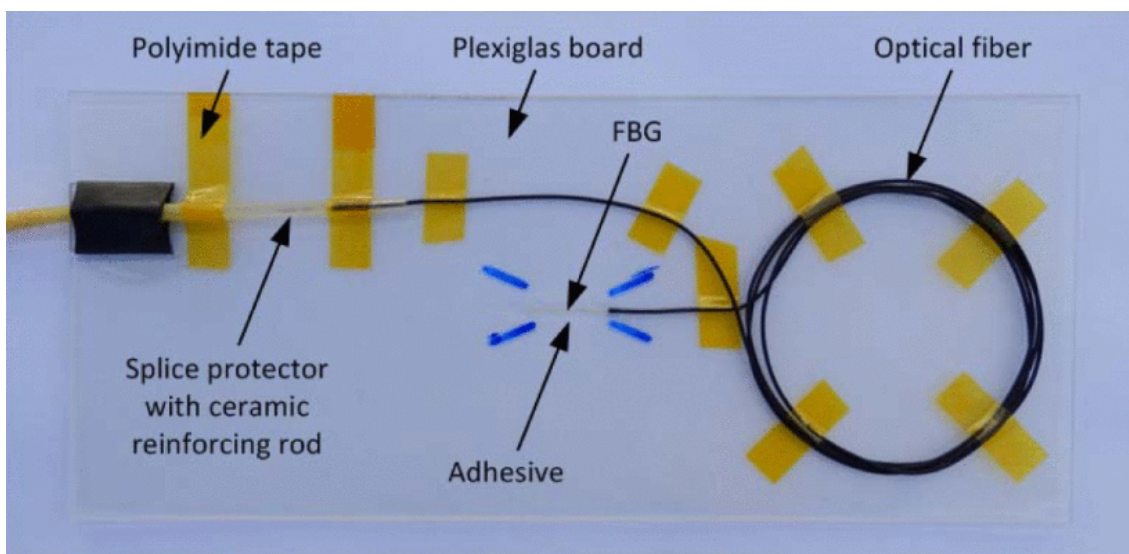
Článek [17] představuje optický senzor pro snímání magnetického pole v prostředí magnetické rezonance. Snímač je založen na integraci FBG senzorů se snímacím materiálem (Terfenol-D). Odezva FBG s blokem snímacího materiálu byla zkoumána s ohledem na závislosti magnetostrikční odezvy snímacího materiálu na podélné i příčné magnetické pole. Na základě provedených charakteristik byl navržen a vyroben snímač triaxiálního magnetického pole. Experimentální výsledky ukazují schopnost triaxiálního senzoru měřit magnetické pole. Jako důkaz funkce byl vytvořen systém snímání složený z 20 triaxiálních senzorů, který byl použit k mapování distribuce síly magnetického pole v diagnostickém centru MRI.

Cílem přehledového článku [18] bylo podat přehled o vývoji experimentálních technik aplikovaných v biomechanice, od konvenčních po optické senzory. Autoři článku představili nejvýznamnější příspěvky senzorů pro měření deformací a mechanického pnutí v biomechanických aplikacích. Důraz byl kladen na experimenty in vivo a klinické aplikace.

Příspěvek [19] popisuje novou techniku optické balistokardiografie, která je neinvazivní pro současné měření srdeční a dýchací činnosti pomocí Fiber Bragg Grating Heart Beat Device(FBGHBD). Jedinečný návrh FBGHBD nabízí další možnosti, jako je sledování vznikající morfologie srdeční a dechové aktivity, variabilita srdeční frekvence atd. Je schopen pomoci při včasné diagnóze se selháním srdce a plic. Při měření byl senzor umístěn v plicní oblasti na hrudi zároveň s elektronickým stetoskopem, který detekoval a zaznamenával zvukové pulsy vzniklé srdeční aktivitou. Byly provedeny kvantitativní a kvalitativní studie, které shledaly výsledky spolehlivými a přesnými. Vyvinutý FBGHBD je jednoduchý, robustní, přenosný, odolný vůči EMI a neelektrickým provozům, což jsou požadované vlastnosti pro jakýkoliv klinický diagnostický nástroj používaný v nemocničním prostředí.

Článek [20] popisuje návrh optického senzoru pro snímání životních funkcí lidského těla a výsledky provedeného laboratorního měření. Autoři navrhli zařízení, které umožňuje monitorovat vibrace lidského těla vyvolané životními funkcemi (dýcháním a srdečním rytmem). Zařízení tvoří FBG vepsaná do jednomódového optického vlákna pracující na vlnové délce 1550 nm. FBG je zabudovaná uvnitř pneumatické podušky, která byla umístěna mezi opěradlem sedadla a zády monitorované osoby. Díky vibračním monitorovaného těla dochází k deformaci podušky, a tím také k deformaci FBG. Laboratorní studie ukázaly, že senzor umožňuje detekovat dynamické deformace na snímači FBG v rozsahu 50 - 124 mikro deformace způsobené dýcháním a přibližně 8,3 mikro deformace indukované srdečním tepem. Maximální relativní chyba měření tohoto senzoru je 12%. Jednoduchý návrh snímače umožňuje jeho snadné zabudování do pilotních a řidičských sedadel pro sledování fyziologického stavu pilotů a řidičů.

Článek [21] referuje o výsledcích získaných z monitorování dýchací a srdeční činnosti pacienta během magnetické rezonance (MRI) pomocí optického senzoru založeného na FBG. Senzor byl navržen speciálně pro získání balistokardiografických signálů od pacienta vystaveného elektromagnetickému záření s vysokou intenzitou. Snímač se skládá z desky z polymethylmetakrylátu (PMMA) o rozměrech 220 x 95 x 1,5 mm, dále z FBG s Braggovskou vlnovou délkou 1541 nm, která je připevněna epoxidovým lepidlem k centrální části desky, jako je znázorněno na obrázku 13. V průběhu měření byl senzor umístěn mezi záda pacienta (co nejblíže srdci) a matraci lůžka. Bland-Altmanova analýza ukazuje, že měření mají dostatečnou přesnost pro účely monitorování. Metoda je neinvazivní, bezpečná pro pacienta a nemá vliv na kvalitu výsledků magnetické rezonance.



Obrázek 13: Senzor z článku [21]

Autor článku [29] se zabývá problematikou zaznamenávání životně důležitých funkcí v prostředí magnetické rezonance (MRI) pomocí opticky vláknových senzorů. Autor zpracoval užitečný přehled čtyřiceti sedmi senzorů s kterými lze měřit v prostředí magnetické rezonance. Sensory byly rozděleny do několika kategorií a podkategorií v závislosti na umístění snímacího prvku, metodiky měření a typu měřené veličiny. Autor zde také sdílí zkušenosti a poznatky z fyziologických měření pomocí pěti FBG senzorů s kterými měřil v prostředí MRI.

Článek [30] prezentuje dopad optických vláknových senzorů vložených do zdravotnických textilií pro monitorování respiračních pohybů v prostředí magnetické rezonance. V článku jsou uvedeny tři různé konstrukce senzorů, avšak všechny jsou vloženy do zdravotnických textilií. Jeden ze senzorů pracuje na principu Braggovské mřížky. Ve všech třech případech je princip snímání založen na míře prodloužení obvodu břicha během dýchacích pohybů. Autoři článku prokázali, že tyto tři senzory mohou úspěšně snímat prodloužení textilií v rozsahu 0 až 3% při zachování vlastností textilie.

V článku [31] autoři navrhli a otestovali senzor, který snímá pohyby hrudního koše při dýchání. Senzor byl navržen na technologii FBG a otestován na jednom subjektu mužského pohlaví, stáří 26 let. Experimentální měření probíhalo v pozici v sedě a docházelo k odlišnému dýchání (pomalé a hluboké nádechy, rychlé a malé nádechy). Autorům se podařilo potvrdit, že za pomoci FBG technologie je možné snímat a detekovat frekvenci dýchání u testovaného subjektu.

Autoři článku [32] prezentují fotonický systém založený na technologii FBG pro aplikaci na oděvy. Cílem je umístit FBG po celé ploše oděvu, aby fungoval jako snímací prvek. FBG jsou připevněny na PVC nosič pro zvýšení jejich deformační citlivosti. Pomocí jednoho FBG senzoru zde dochází k měření tepové a dýchací frekvence. Měření prokázaly stabilní strukturu pro teploty do 100°C, což přináší vynikající výhledy pro měření teploty s vysokou

přesností a rozsahem. Senzor se tak prokázal jako vhodný pro použití v extrémně drsném prostředí.

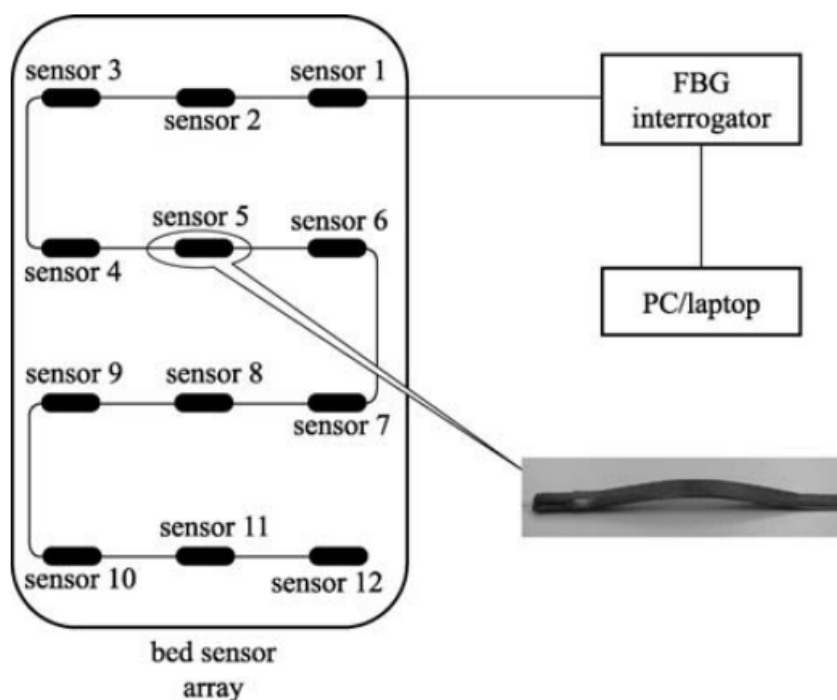
V článku [33] je popsán inteligentní nositelný textilní snímací systém založený na FBG s polymerním zapouzdřením. Tento senzor byl vetkán do elastické bandáže a sloužil pro detenci dýchacích pohybů těla. V závislosti na deformační citlivosti FBG lze rychlost a intenzitu dýchání získat měřením změny odražené Braggovské vlnové délky. Pro eliminování teplotní citlivosti, byl do bandáže také vetkán teplotní FBG senzor, díky kterému bylo dosaženo výpočtů teplotní kompenzace. Experimentální měření dokázalo, že rozsah měření vlnové délky byl asi 40 nm, rozlišení vlnové délky může nastat u změny 2pm. Vzorkovací frekvence byla 5 Hz.

Článek [34] popisuje návrh a experimentální měření monitorovacího systému dýchacích pohybů lidského těla založeného na technologii FBG. Aby se zabránilo nežádoucím ohybům a kvůli ochraně vlákna byla Braggovská mřížka nejprve potažena polymerem a následně upevněna pomocí epoxidového lepidla na relativně pevnou plastovou desku. Experimentální měření proběhlo na dvou subjektech mužského pohlaví (24 a 26 let). Senzor by testován ve čtyřech odlišných případech dýchání: normální dýchání, dechová apnoe, dýchání v různých pozicích (sezení a stání) a dýchání po namáhavé činnosti. Experimentální studie ukázaly, že systém je schopen detekovat jak průběh dýchání, tak i jeho rychlost. Zaznamenané výsledky navíc ukazují, že odlišné způsoby dýchání mohou být rozlišeny monitorováním amplitudové a periodické změny tvaru vlny.

V článku [35] je prezentován potencionální dopad optických vláknových senzorů vložených do lékařských textilií pro monitorování pacientů. Tato technologie optického snímání je určena k měření prodloužení v závislosti na hrudních pohybech během dýchání. Senzor byl navržen na principu FBG a měření probíhalo na dechovém simulátoru po dobu 92 hodin a s 10 nádechy za minutu. Z naměřených dat bylo prokázáno, že navržený senzor je schopen rozpoznat prodloužení textilií mezi 0,1 a 5%.

Autoři článku [36] měli k dispozici 40 FBG, které použili pro výrobu 20 senzorů. Tyto senzory umístili na vestu, se kterou následně monitorovali pohyby hrudníku a břicha člověka během dýchání. Experimentálního měření se zúčastnilo 5 dobrovolníků mužského pohlaví, jejich věk byl od 27 do 56 let, obvod pasu od 73,7 do 96,5 cm, obvod hrudníku od 83,8 do 111,8 cm a jejich výška byla od 164 do 189 cm. Snímací systém poskytoval průměrnou chybu 4% s maximální pozorovanou chybou 15% a korelací 0,86 při přímém srovnání se spirometrem.

Článek [37] představuje FBG systém se snadno použitelným FBG sensorovým lůžkem, které automaticky monitoruje chování pacientů upoutaných na lůžko a jejich vitálních funkcí. Měření se zúčastnilo 10 dobrovolníků, kteří byli monitorováni v poloze vleže. Senzor byl testován u běžného dýchání (10 až 25 dechů za minutu). Prostřednictvím studií provedených v laboratoři pro monitorování rychlosti dýchání se ukázala maximální chyba ± 1 dech za minutu ve srovnání s manuálním počítání.



Obrázek 14: Navržený a otestovaný senzor z článku [37]

Autoři článku [38] prezentují optický vláknový senzor FBG pro monitorování tepové frekvence pomocí akustického tlaku. V praktické ukázce je snímač FBG nalepen na vibrační membrány reproduktorů a pomocí nahrávek srdečních zvuků dochází ke spektrálním změnám FBG. Tyto změny se zaznamenávaly při vzorkovací frekvenci 250 Hz. Výsledky ukazují zvýšenou citlivost na sílu srdečního tepu. Jedná se pouze o demonstraci konceptu.

V článku [39] je popsána realizace dynamického systému FBG, který přenáší spektrální posun Braggovské vlnové délky do intenzivní modulace. FBG byl fixován na reproduktor, který emuloval pohyby zápěstí vzniklé průtokem krve. Několik měření potvrdilo, že senzor je schopen detekovat spektrální složky vstupních zvuků až do 3 kHz.

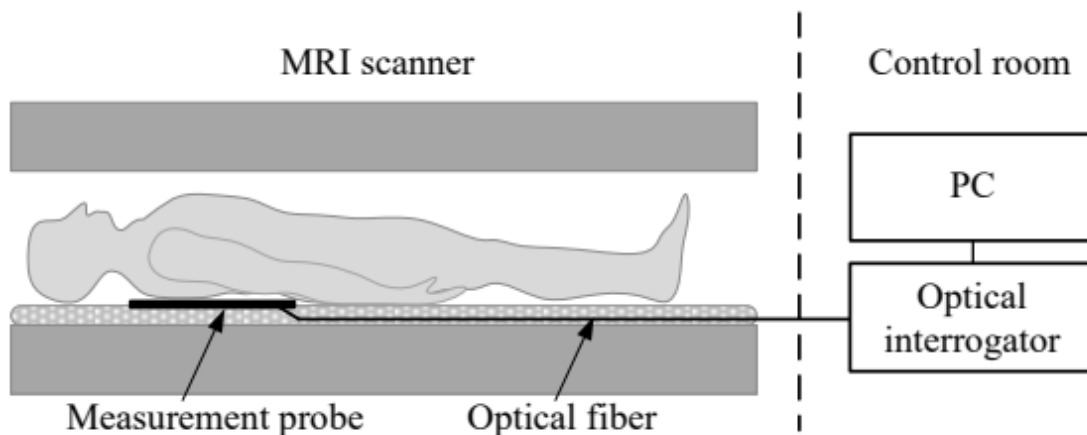
V článku [40] autoři poskytují přehled vláknově optických senzorů kompatibilních s prostředím magnetické rezonance. Tento článek je zaměřen výhradně na senzory používané pro měření fyzikálních parametrů v medicíně. Senzory jsou rozděleny do následujících kategorií: FBG senzory, intenzitní senzory a interferometrické senzory. Pracovní principy nejslibnějších opticky vláknových senzorů jsou posuzovány z hlediska jejich výhod či nevýhod, včetně s jejich aplikacemi v medicíně.

Autoři studie [41] vyrobili dva typy neinvazivních optických senzorů, které mohou měřit respirační signály v průběhu magnetické rezonance. Jedním z nich je senzor připojený k nosní dutině, který je schopen změřit teplotní rozdíl proudícího vzduchu. Druhým je senzor, který je umístěn v oblasti břicha, který dokáže změřit změnu obvodu břicha, ke které dochází v důsledku dýchání. Naměřené signály se porovnávaly se signály naměřenými pomocí

referenčního systému BIOPAC. Bylo ověřeno, že respirační signály je možné získat bez zhoršení MR obrazu.

Ve studii [42] autoři vyrobili senzor na bázi optických vláken, který dokáže velmi přesně měřit rychlost dýchání. Při experimentálním měření byl snímač připevněn pomocí lékařské pásky v oblasti hrudního koše tak, aby byl schopen měřit pohyb během dýchání na základě intenzitní modulače mezi vstupním a výstupním signálem v optických vláknech. Respirační signál monitorovaného subjektu vycházel z normálního dýchání, hlubokého dýchání, z polohy vsedě a vleže. Naměřené signály byly porovnány s komerčním elektronickým systémem Neu-log, který se používá pro monitorování dýchání. Výsledky ukazují, že senzor funguje skvěle pro osoby sedící i ležící.

Článek [43] referuje o validaci nového opticky vláknového senzorického systému, který je vhodný pro monitorování srdeční a respirační aktivity během vyšetření magnetickou rezonancí. Tento systém je založen na FBG, která byla zapouzdřena do PDMS. Senzor byl uložen uvnitř podložky, která byla umístěna pod tělem testovaného subjektu. Byla provedena reálná měření na 4 testovaných subjektech (2 muži a 2 ženy). Celková doba monitorování všech subjektů byla 87 minut a 43 sekund, po tuto dobu docházelo k zaznamenávání dechové a tepové frekvence. Pro ověření správné funkčnosti bylo provedeno referenční měření pomocí MRI skeneru Sigma HDxt 1.5T a následně došlo k porovnání naměřených signálů z referenčního a experimentálního měření pomocí Bland-Altmanovy analýzy. Tato analýza dokázala, že v naměřených datech nebyly žádné základní systematické chyby. Výsledky měření tepové frekvence byly charakterizovány maximální relativní chybou 5,86%, zatímco měření dechové frekvence bylo charakterizováno maximální relativní chybou 4,41%.



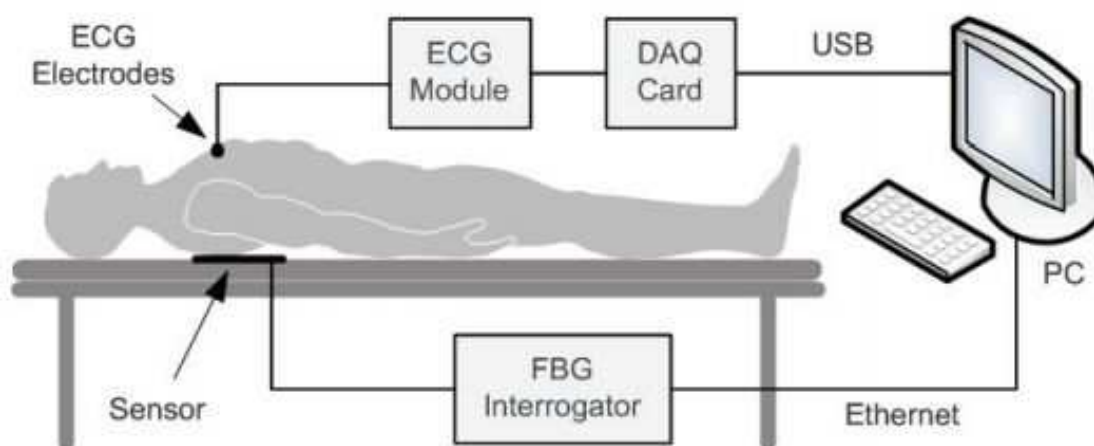
Obrázek 15: Schéma experimentálního měření z článku [43]

V článku [44] je popsán způsob získávání signálu BKG z nohou stojící osoby a ze zad stojící nebo sedící osoby. Senzor je tvořen Braggovskou mřížkou (FBG), která je připojena k desce. Tato deska je umístěna mezi tělem monitorované osoby a měkkým povrchem. Měřící

schopnosti senzoru byly vyhodnoceny porovnáním tepové frekvence (získané na základě signálu BKG) s referenčním signálem (získaného na základě signálu EKG). Relativní chyba experimentálního měření byla pod 1,8%. Testy provedené v prostředí MRI prokázaly, že metoda je imunní vůči silným elektromagnetickým polím. Přítomnost senzoru v MRI skeneru neovlivňuje kvalitu jeho obrazu.

Autoři článku [45] navrhli a otestovali senzor na bázi Braggovské mřížky (FBG), který umožňuje neinvazivní monitorování dýchání a srdeční činnosti. Studie proběhla ve Vojenském institutu leteckého lékařství, které bylo vybaveno MRI skenerem Achieva 1,5T. Senzor byl umístěn do vyšetřovací místnosti MRI mezi matrací a zády ležícího pacienta. V experimentálním měření bylo dokázáno, že vysoké hodnoty elektromagnetického pole generovaného skenerem magnetické rezonance neovlivnily optický signál šířený ve vlákne, ani samotnou funkci senzoru. Bezkovová konstrukce zajistila pacientovi bezpečnost a neovlivnila kvalitu zobrazení. Statistická analýza potvrdila dobré měřicí vlastnosti senzoru, který splnil základní požadavky na monitorování pacienta při vyšetření MRI. Maximální chyby u dýchání a u srdeční činnosti byly 7% ($\pm 1,2$ dechů za minutu) a 6,5% (± 3 tepy za minutu).

V článku [46] byl představen prototyp optického senzoru, který umožňuje záznam balistokardiografického signálu během magnetické rezonance (MRI) a na jeho základě stanovení fyziologických parametrů (dechovou a tepovou frekvenci). Snímač se skládá z Braggovské mřížky, která je zapsána do jednomódového optického vlákna. Braggovská vlnová délka mřížky byla 1560 nm. Snímač byl připevněn epoxidovým lepidlem ke středové části desky (plexisklo o rozměrech 95 x 220 x 1,5 mm) a umístěn mezi matrací a záda monitorované osoby. Měření proběhlo na 3 testovaných subjektech (2 muži a 1 žena) ve věku od 27 do 35 let, tělesné váze od 58 do 93 kg a výšce od 160 do 190 cm. Jako zdroj referenčního signálu byl použit záznam modulu CM5 který se používá pro záznam EKG signálu. Z výsledků měření nebyly zjištěny žádné zásadní rozdíly v kvalitě přijímaného signálu v závislosti na věku, hmotnosti nebo výšce. Pomocí Bland-Altmanovy analýzy bylo určeno, že průměrná relativní chyba ze všech testovaných subjektů byla menší než 4%. Statistická analýzy dokázala, že senzor vykazuje velmi dobré vlastnosti měření.



Obrázek 16: Schéma měření z článku [46]

Článek [13] představuje flexibilní a snadno rozšiřitelný způsob zpracování signálu pro detekci tepové frekvence získaný ze snímače FBG (z čehož vyplývá, že detekce probíhala ze signálu BKG). Autoři článku prezentují metodu, která je schopna vypořádat se s poměrně zkreslenými signály s nízkým SNR. Tento způsob zpracování signálu byl ověřen (ověření zahrnovalo více než 6000 tepů). Celková chyba zpracování nepřesahovala 6 tepů za minutu.

V článku [15] autoři referují o vývoji a zhodnocení inteligentní textilie založené na opticky vláknových senzorech pro monitorování dýchání. Systém je kompatibilní s MR a skládá se z šesti FBG senzorů přilepených na textilií. Experimentální měření proběhlo na 6 subjektech a naměřená data byla srovnána s referenčním měření. Maximální procentuální chyba byla 1,14%. Bland-Altmanova analýza ukázala uspokojivou přesnost zkoumaných parametrů. Navržený systém je bezpečný, neinvazivní a kompatibilní s MR.

4.2 Závěr a shrnutí rešerše

Rešerše ukázala, že již existuje několik variant vláknově optických senzorů na bázi Braggovských mřížek pro měření v biomedicínských aplikacích. Výše uvedené senzory využívají různých druhů materiálů pro zapouzdření samotných Braggovských mřížek, vyznačují se různými způsoby implementace na lidské tělo, zpracování signálů, stejně tak velikostí a váhou. Z rešerše je také zřejmé, že tyto senzory jsou zcela imunní vůči elektromagnetickému rušení, což v praxi znamená, že vláknově optické senzory mohou být využity v MR prostředí. Jedná se o velmi důležitý poznatek, protože konvenční metody měření elektrických potenciálů srdce v prostředí MRI selhávají, dochází k ovlivnění elektroniky a vodivých částí senzoru, a tím také ke zkreslení výsledného signálu.

Na základě této rešerše byly zvoleny vhodné materiály, postupy měření a následné vyhodnocení dat s cílem vytvořit FBG senzor, který bude charakterizován minimalistickými rozměry a váhou.

5 Praktická část

5.1 Úvod do měření

Úkolem praktické části bylo navrhnout, realizovat a popsat zapouzdření FBG senzoru do polymeru PMDS s označením Sylgar 184. Dále provést experimentální měření tepové frekvence u testovaných osob, vyhodnotit naměřená data a analyzovat úspěšnost detekce tepové frekvence u testovacích osob pomocí referenční sady na měření EKG na platformě NI (National Instruments).

5.2 Vytvoření FBG senzoru v PDMS

V prvním kroku byla vytvořena forma (obrázek 17) o rozměrech 23 x 33 x 6 mm pomocí 3D tiskárny. Do vzniklé formy jsem vložil optické vlákno s Braggovskou mřížkou o následujících parametrech:

Centrální vlnová délka = 1556,8 nm

FWHM (plná šířka v polovině maxima peaku) = 189,2 pm

Refl. (odrazivost) = 97,2 %

OSNR (odstup optického signálu od šumu) = 9,6 dB



Obrázek 17: Forma s Braggovskou mřížkou

Následně jsem si nachystal PDMS, který byl připraven ze Sylgard 184 v poměru 10:1 (Sylgar je dvousložková odlévací hmota a poměr smíchání značí poměr mezi složkami). V dalším kroku jsem zalil FBG tekutým PDMS a nechal 90 minut při 70 °C v teplotním boxu. Následně jsem ještě senzor nechal 24 hodin v klidovém režimu v pokojové teplotě vytvrdit.

Při zapouzdření do PDMS se teplotní citlivost senzoru přibližně 4x zvýší, ale z hlediska deformačních parametrů má zapouzdření pouze minimální vliv [10]. Odrazné spektrum FBG se nezměnilo. V takovém případě můžeme říci, že zapouzdření do PDMS nemá na funkci FBG negativní vliv.

5.3 Měření

V experimentální části bylo mým úkolem navrhnout metodiku měření a následně provést měření tepové frekvence u testovacích osob.

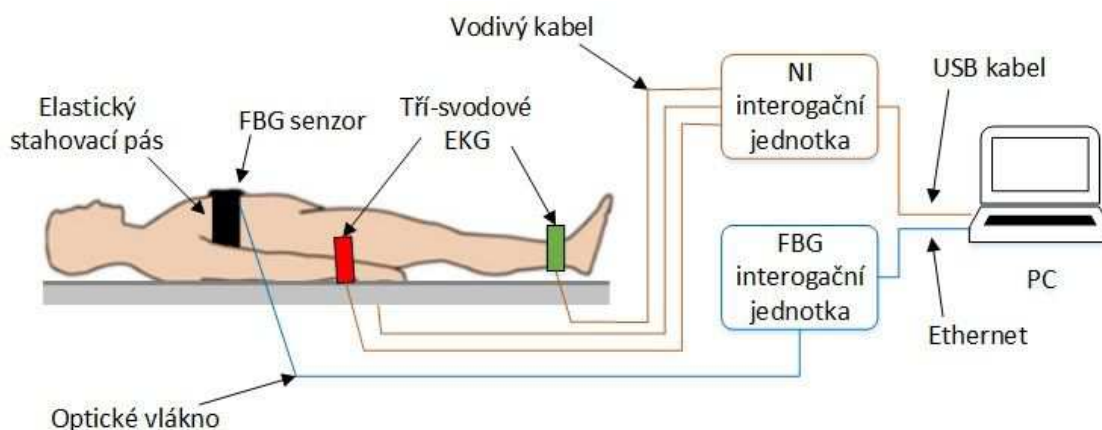
5.3.1 Metodika měření

Měření se skládalo ze dvou částí, a to referenčního měření pro monitorování tepové frekvence, pro které jsem použil konvenční tří-svodové EKG a experimentálního měření pro monitorování tepové frekvence, pro které jsem použil vytvořený FBG senzor. Na hrud' v oblasti srdce testovacích osob byl umístěn navržený FBG senzor pomocí stahovacího elastického pásu a dále jsem na obě zápěstí a pravou nohu testovacích osob připnul elektrody tří-svodového EKG pro získání referenčního signálu. Jak vyplívá z obrázku 18, testovací osoba byla v poloze vleže a v klidovém stavu, aby se co nejvíce zabránilo nežádoucím složkám v naměřeném signálu vzniklým různými pohyby těla.



Obrázek 18: Monitorovaná osoba v průběhu měření

Obrázek 19 popisuje schéma měření, které bylo provedeno u šesti osob, z toho pět mužů (1M - 5M) a jedna žena (1Z). Skupina dobrovolníků byla ve věku od 21 do 29 let, jejich výška byla od 163 do 189 cm a váha od 51 do 93 kg.



Obrázek 19: Schéma měření

FBG senzor je pomocí optického vlákna připojen k FBG interogační jednotce. Jako optickou interogační jednotku jsem použil konvenční spektrální přístroj nazvaný FBGuard [25]. FBGuard je určený pro měření a zpracování dat naměřených pomocí FBG senzorů. FBGuard pracuje s výstupním výkonem 1 mW, rozsah vlnových délek byl mezi 1510 - 1590 nm a rozlišení vlnové délky bylo ≤ 1 pm, tedy přesně tak, jako poskytuje výrobce. Pro měření jsem použil vzorkovací frekvenci 1 kHz. FBG interogační jednotka je pomocí ethernetového kabelu propojena s PC, kde dochází k ukládání dat do CSV souboru.

Svody z tří-svodového EKG jsou propojeny vodivými kabely s NI interogační jednotkou, kde dochází ke zpracování dat naměřených pomocí tří-svodového EKG. Tato jednotka je pomocí USB kabelu připojena k PC, kde opět dochází k ukládání dat do CSV souboru.

Data uložená v těchto CSV souborech jsem dále upravovat pomocí výpočetního programu Matlab R2017a (podrobněji popsáno v jedné z dalších kapitol). Zpracované signály z těchto dvou měření (referenční EKG a experimentální měření) byly porovnány pomocí objektivní medicínské Bland-Altmanovy metody.

5.4 Detekce a zpracování signálu

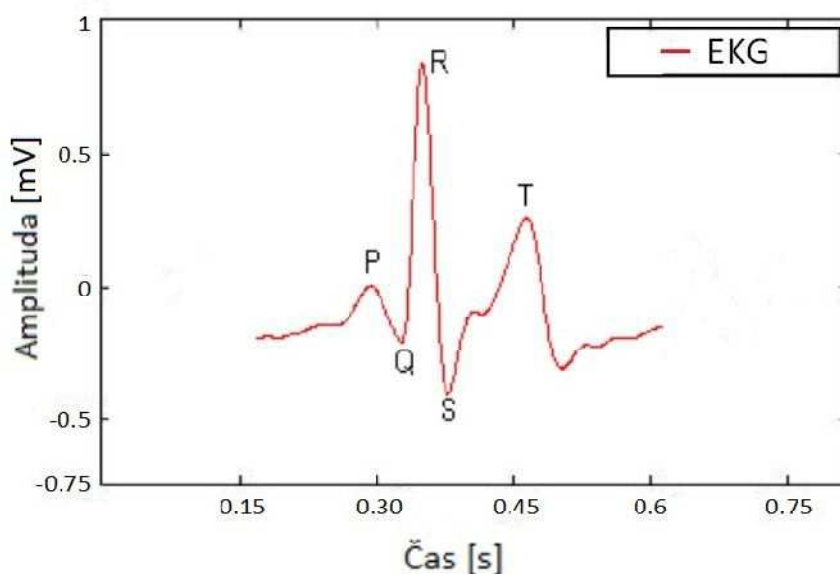
5.4.1 Elektrokardiografie

Elektrokardiografie (EKG) je diagnostická metoda používaná pro vyšetření elektrické aktivity srdce. Patří mezi nejvýznamnější vyšetřovací metody používané ve zdravotnictví. Díky této metodě můžeme zjistit lehčí i závažnější poruchy srdce a jeho rytmu. [26]

Srdce je řízené elektrickým signálem a samotným pohybem svalů srdce vzniká elektrické napětí. Díky tomu, že je tělo z 80% tvořeno vodou, je umožněno takto vzniklému elektrickému potenciálu se šířit dál tělem, a proto můžeme snímat elektrické potenciály z

povrchu těla. V praxi obvykle dochází k neinvazivnímu snímání EKG z hrudníku a končetin pacienta. Při snímání EKG se nejčastěji využívá dvanácti svodů, avšak dostačující jsou i tři svody. Těmito svody dochází k měření rozdílů napětí mezi různými místy lidského těla. [26][27]

Na obrázku 20 můžeme vidět jednu periodu EKG signálu. Tato perioda signálu se dělí na jednotlivé vlny, které nazýváme P, Q, R, S a T. Křivka začíná vlnou P, která je způsobena depolarizací síní. QRS komplex je trojúhelníkový kmit, který patří mezi nejdůležitější věci, které na křivce pozorujeme a trvá 50 až 110 ms. QRS komplex jsem využil ke zjištění tepu monitorovaných osob. Pro stanovení tepové frekvence se využívá detekce dominantní R vlny v čase. Poslední částí EKG periody je T vlna, která vzniká kvůli repolarizaci komor.[27]



Obrázek 20: Průběh EKG vlny

Pokud je pacient v magnetickém poli, například při skenování magnetické rezonance, tak je často zaznamenáno navýšení T vlny EKG signálu. Toto navýšení může být až natolik velké, že T vlna bude mít větší amplitudu než QRS komplex pomocí kterého detekujeme tepovou frekvenci srdce. Působením magnetického pole může také dojít ke snížení nebo k inverzní hodnotě amplitudy u vlny R. Zmíněné působení na T a R vlny může mít za následek chybné určení tepové frekvence a jiných důležitých parametrů.

5.4.2 Balistokardiografie

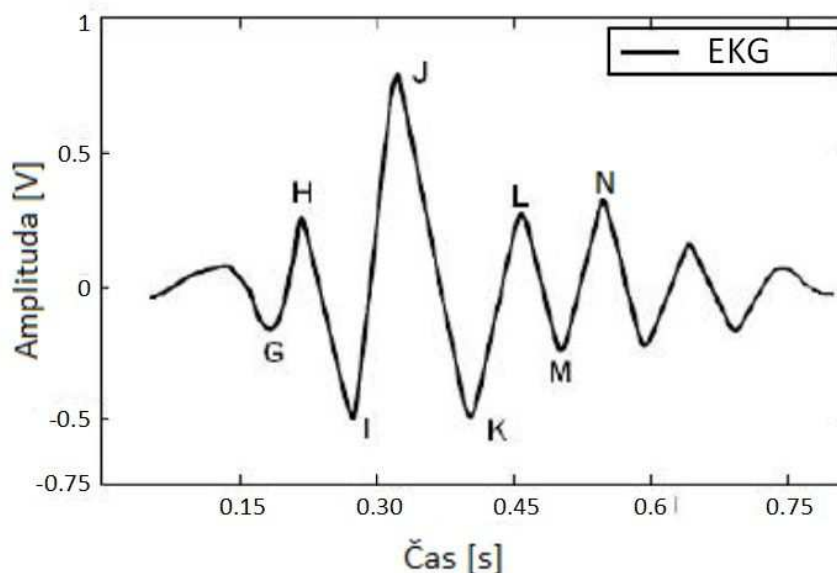
Balistokardiografie (BKG) je neinvazivní metoda pro snímání pohybů těla, které vznikají činností srdce. Z počátku byla BKG využívána pouze pro klinické účely, ovšem v dnešní době díky velkým pokrokům ve výzkumu, a to zejména v senzorické technice si BKG

našlo využití od domácího pozorování až po monitorování astronautů ve vesmírném prostoru [22].

BKG snímá nepatrné pohyby těla, které jsou způsobené zrychlením/zpomalením proudění krve uvnitř velkých krevních cév. Tekoucí krev zasáhne tzv. aortální oblouk, který způsobuje pohyb těla směrem vzhůru a následný pohyb těla směrem dolů, když krev ustupuje [23].

Z nasnímaného záznamu BKG dokážeme získat informace o hemodynamických parametrech, jako je:

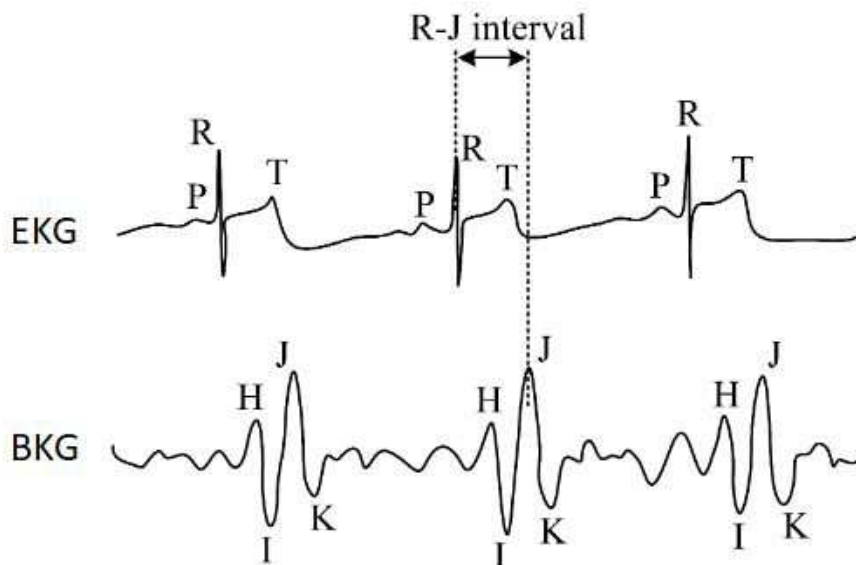
- srdeční rytmus - pravidelné střídání systoly a diastoly,
- srdeční výdej - množství přečerpané krve za jednu minutu,
- tepová frekvence - počet tepů za jednu minutu,
- změna kontraktility srdce - změna srdeční stažlivosti [24].



Obrázek 21: Průběh BKG vlny

Balistokardiografické vlny mohou být rozděleny do tří hlavních skupin, a to presystolická vlna G, systolické vlny H, I, J, K a diastolické vlny L, M, N (viz. Obrázek 21) [23]. Pro stanovení tepové frekvence se využívá detekce dominantní J vlny v čase.

Obrázek 22 znázorňuje porovnání signálů EKG a BKG. Vlna H je konkávní vlna začínající v blízkosti nástupu vlny R, vlna I je malou vlnou, která následuje za H vlnou. J vlna, která je největší vlnou konkávního tvaru, následuje bezprostředně za vlnou I a K vlna je konvexní a následuje po vlně J.



Obrázek 22: Porovnání EKG a BKG signálů

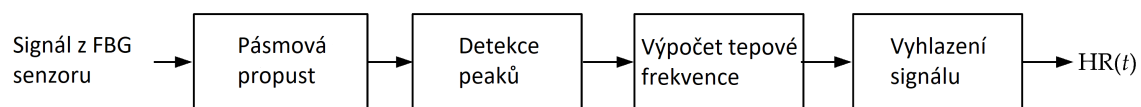
R - J interval je definován jako interval mezi vlnami R a J a jeho přibližná doba trvání je 130 ms.

5.4.3 Zpracování signálu

Pro určení hodnot tepové frekvence byl signál z FBG senzoru zpracován dle diagramu znázorněného na obrázku 23. Nežádoucí složky signálu, jako například pohybové artefakty nebo svalová aktivita, musely být odfiltrovány. K tomuto účelu jsem použil Butterworthovu pásmovou propust třetího řádu s mezními frekvencemi od 5 do 20 Hz. Po této fázi byly detekovány maxima signálu (konkrétně se jednalo o dominantní J vlny). Na základě těchto časových značek jsem vypočítal tepovou frekvenci (HR) dle následující rovnice:

$$HR = \frac{60}{(t_n - t_{n-1})}; \quad (5.5.3-1)$$

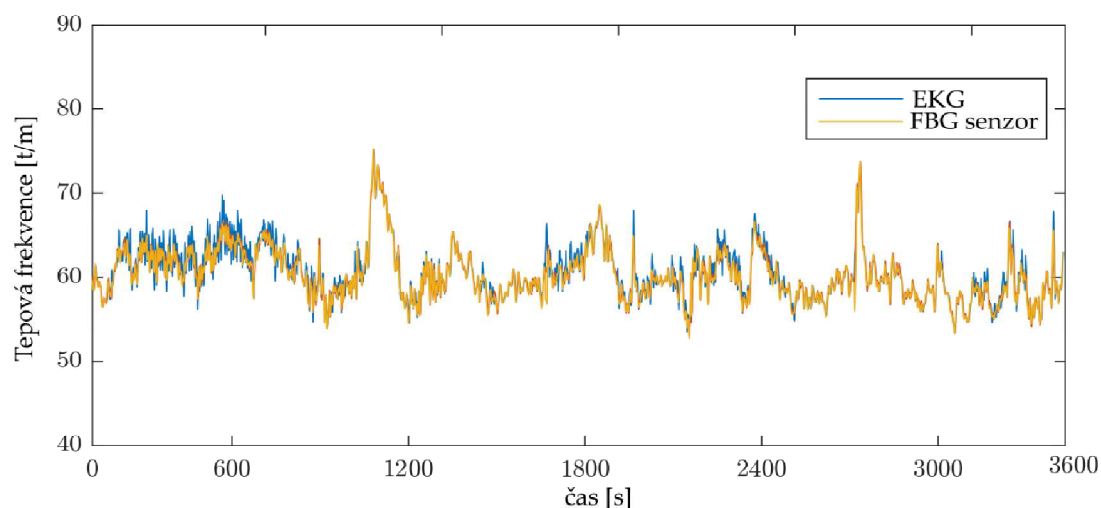
kde t_n byla časová značka n-té maxima a t_{n-1} byla časová značka předchozího maxima. Dalším krokem bylo vyhlazení křivky tepové frekvence. Pro tento účel jsem použil mediánový filtr s velikostí okna 7.



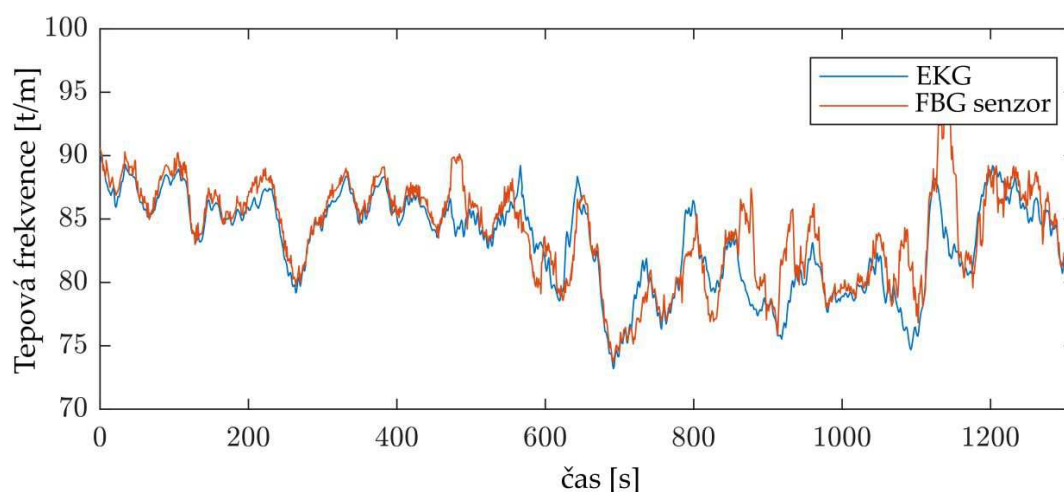
Obrázek 23: Zpracování signálu z FBG senzoru

6 Vyhodnocení signálu

Pro přehlednost a jako příklad jsou na obrázcích 24 a 25 zobrazeny průběhy srovnávání tepové frekvence v čase získané z FBG senzoru a referenčního měření EKG na testovacím subjektu mužského (1M) a ženského (1Z) pohlaví. Tepová frekvence je vyjádřena v t/m (tepů za minutu). Na grafech lze pozorovat, že signál získaný ze senzoru FBG velmi přesně reprodukuje signál získaný z referenčního měření EKG.



Obrázek 24: Průběh srovnání tepové frekvence v čase u testovaného subjektu mužského pohlaví



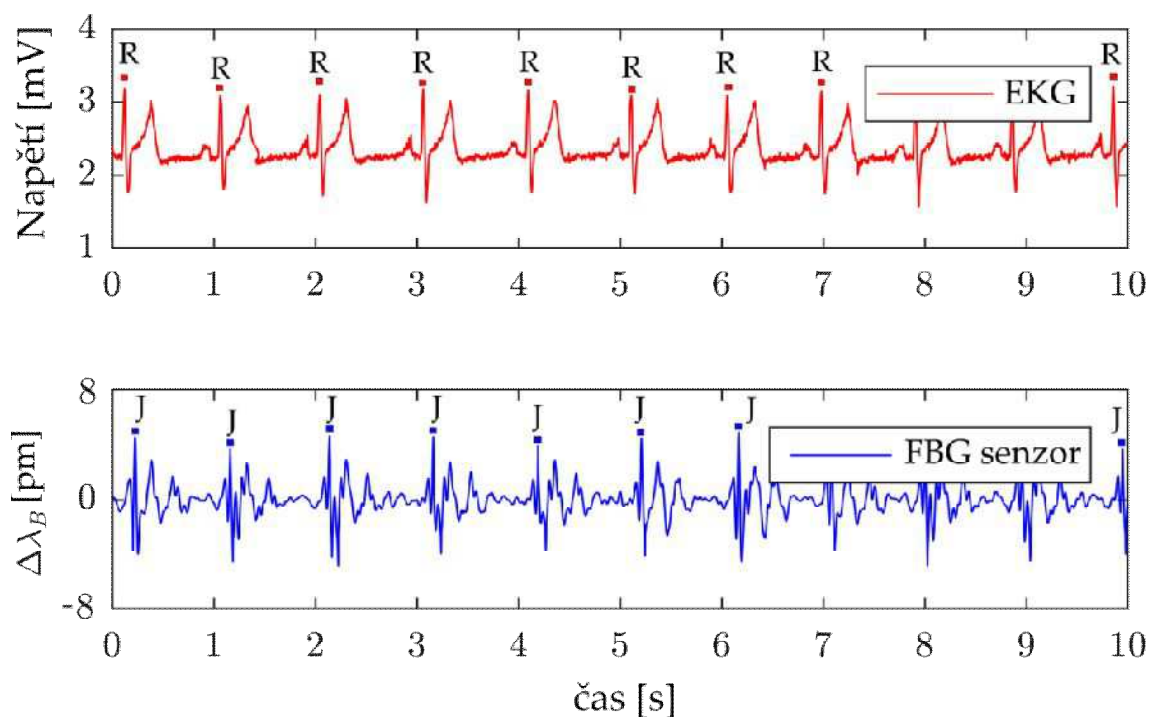
Obrázek 25: Průběh srovnání tepové frekvence v čase u testovaného subjektu ženského pohlaví

Na obrázku 26 a 27 můžeme vidět příklady znázorňující 10-sekundové detaily referenčních signálů EKG a signálů z experimentálního měření pomocí FBG senzoru, tedy

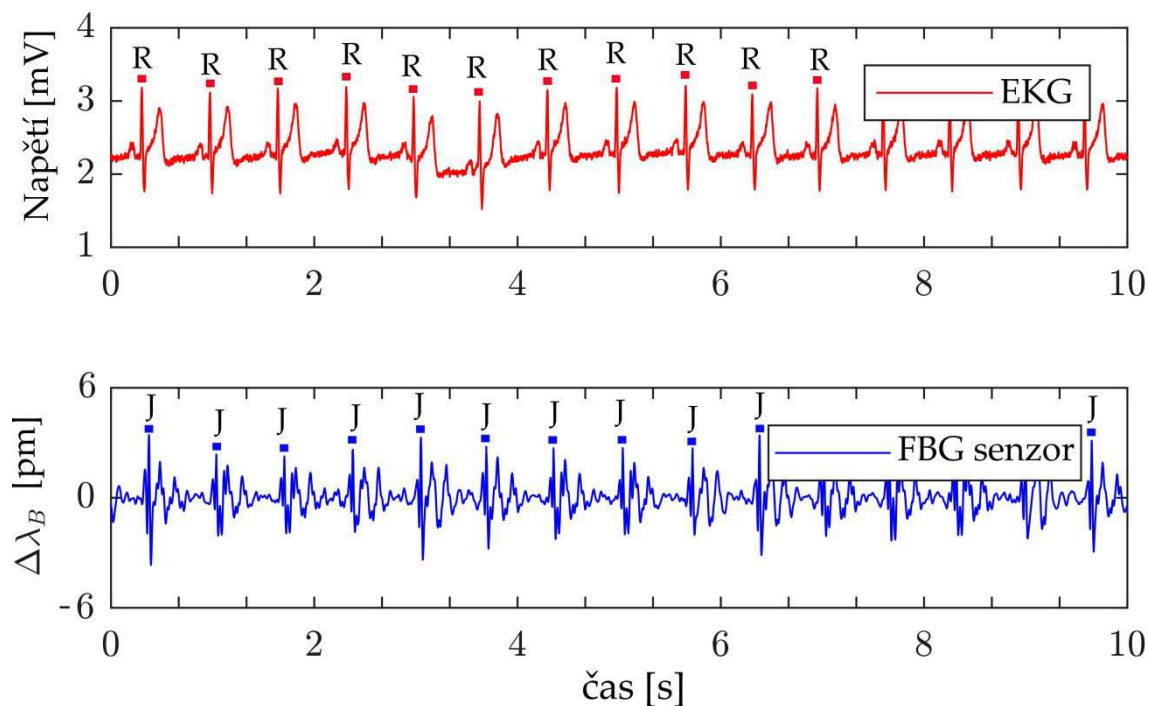
signálů BKG pro výše uvedené průběhy. Na obrázku 26 jsou znázorněny detaily z měření testovacího subjektu mužského pohlaví (1M) a na obrázku 27 jsou znázorněny detaily z měření testovacího subjektu ženského pohlaví (1Z).

U signálů vyznačených červenou křivkou je zobrazena detekce dominantní R vlny, tedy EKG signál. Modrá křivka znázorňuje signály BKG, kde dochází k detekci dominantní J vlny. V případě signálů EKG je osa Y udávána v milivoltech a v případě FBG senzoru osa Y udává posun Braggovské vlnové délky ($\Delta\lambda_B$) vyjádřený v pikometrech (pm).

Z těchto grafů lze vyčíst velmi zajímavé informace, jako je například R - J interval, který jsem již zmiňoval v předchozí kapitole. Je zde patrné, že J vlna u BKG signálu je detekována s časovým zpožděním oproti R vlně z EKG signálu. Dalším zajímavým poznatkem, který lze z grafů vyčíst je to, že jestliže manuálně spočítáme absolutní počet detekovaných R vln u EKG signálu a následně to stejné uděláme i u detekovaných J vln v BKG signálu, tak zjistíme, že jejich počet v tomto 10-sekundovém detailu je shodný.



Obrázek 26: 10-sekundové detaily signálů EKG a BKG u mužského subjektu (1M)



Obrázek 27: 10-sekundové detaily signálů EKG a BKG u ženského subjektu (1Z)

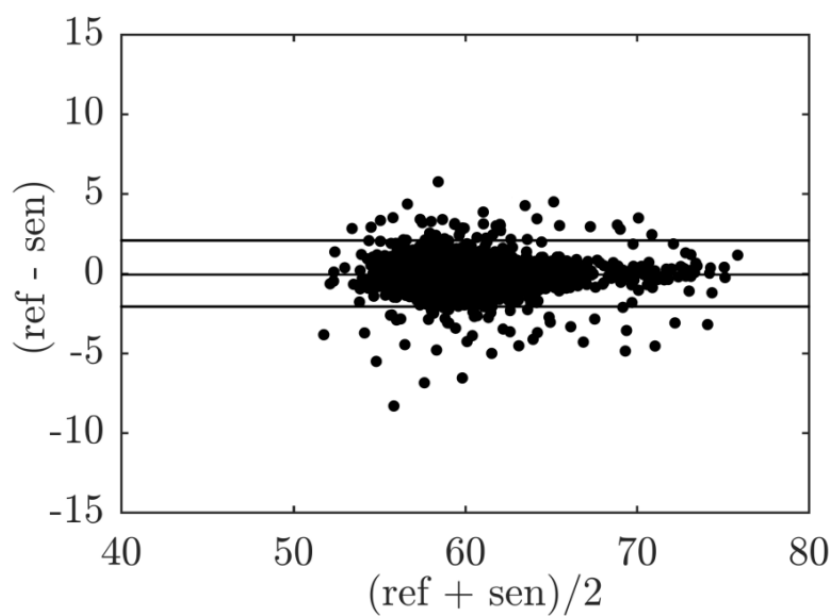
6.1 Vyhodnocení pomocí Bland-Altmanovy analýzy

Pro srovnání mezi referenčním a experimentálním měřením jsem využil biomedicínsky nejvíce používanou metodu, tedy Bland-Altmanovu analýzu. Ta definuje, že pokud výsledná hodnota srovnání dvou metod (v mém případě referenční a experimentální měření) je vyšší než 95%, tak lze tyto dvě porovnávané metody považovat za shodné.

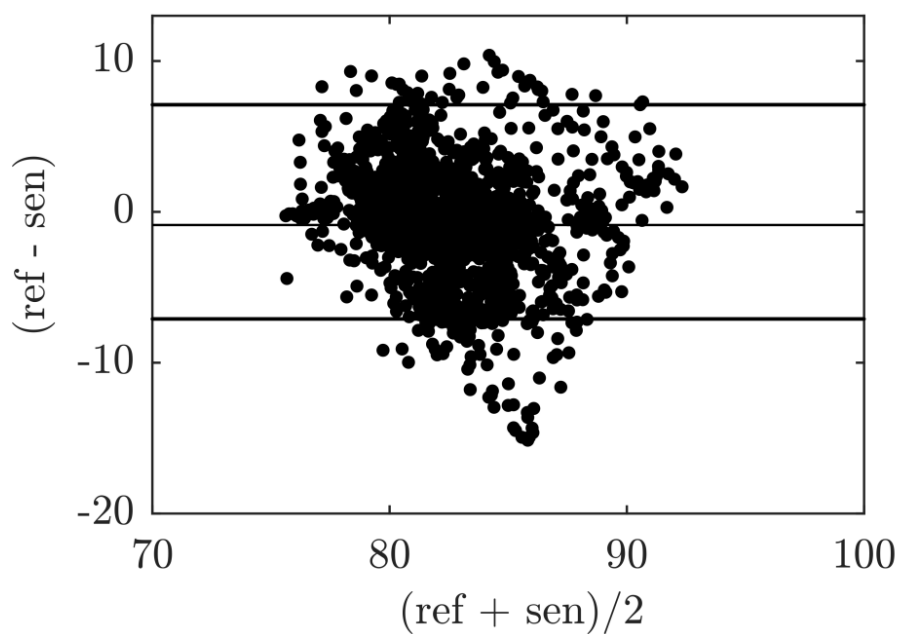
Obrázky 28 a 29 graficky zobrazují příklad vyhodnocení Bland-Altmanovy analýzy pro data získané z výše uvedených testovacích subjektů 1M a 1Z. Rozdíly mezi naměřeným referenčním signálem a signálem z FBG senzoru (osa Y = ref – sen) jsou vyneseny oproti jejich průměrným hodnotám (osa X = $\frac{\text{ref} + \text{sen}}{2}$).

U testovacího subjektu mužského pohlaví (1M) při Bland-Altmanově analýze byl počet vzorků v rozsahu $\pm 1,96$ SD 95,02% a relativní chyba 4,98%. Dobrovolník byl monitorován po dobu 60 minut a 4 sekund (3604 sekund), jeho průměrná tepová frekvence byla 63 tepů za minutu, za celou dobu monitorování tohoto subjektu bylo detekováno 3786 maxim, která charakterizují J vlny a počet chyb byl celkem 172.

U testovacího subjektu ženského pohlaví (1Z) při Bland-Altmanově analýze byl počet vzorků v rozsahu $\pm 1,96$ SD 94,53% a relativní chyba 5,47%. Dobrovolnice byla monitorována po dobu 21 minut a 17 sekund (1277 sekund), její průměrná tepová frekvence byla 86 tepů za minutu, za celou dobu monitorování tohoto subjektu bylo detekováno 1773 J vln a počet chyb byl 96.



Obrázek 28: Bland-Altmanova analýza pro subjekt mužského pohlaví (1M)



Obrázek 29: Bland-Altmanova analýza pro subjekt ženského pohlaví (1Z)

7 Výsledky

Tabulka 1 popisuje celkové vyhodnocení experimentálních měření tepové frekvence pro všech 6 testovaných subjektů, včetně výsledků Bland-Altmanovy analýzy. *Čas (s)* udává dobu v sekundách, po kterou byl daný subjekt monitorován, *PTF (t/m)* udává průměrnou tepovou frekvenci daného subjektu, *Počet vzorků* vyjadřuje počet detekovaných J vln v nasnímaném signálu BKG, *Počet chyb* určuje počet vzorků, které jsou v Bland-Altmanově analýze mimo rozsah $\pm 1,96$ SD (směrodatná odchylka), *Rel. chyba (%)* označuje počet chybných vzorků vzhledem k celkovému počtu vzorků a je vyjádřen v procentech a *Počet vzorků v $\pm 1,96$ SD* udává počet vzorků, které leží v rozsahu $\pm 1,96$ SD vzhledem k celkovému počtu vzorků a tato hodnota je také vyjádřena v procentech.

Subjekt	Čas (s)	PTF (t/m)	Počet vzorků (-)	Počet chyb (-)	Rel. chyba (%)	Počet vzorků v $\pm 1,96$ SD
1 M	3604	63	3786	172	4,98	95,02
2 M	1129	69	1276	56	4,46	95,54
3 M	1311	74	1608	67	4,27	95,73
4 M	1347	70	1575	73	4,78	95,22
5 M	1428	72	1704	75	4,39	95,61
6 Z	1277	86	1773	96	5,47	94,53
Průměr	-	72	-	-	4,73	95,27
SUMA	10096	-	11722	539	-	-

Tabulka 1: Přehled experimentálního měření tepové frekvence

Z celkového počtu dat (všech 6 testovaných subjektů) experimentálního měření tepové frekvence, leží 95,27% hodnot v rozmezí $\pm 1,96$ SD. Z toho vyplývá, že pro všech 6 testovaných subjektů je výsledek Bland-Altmanovy analýzy vyšší než 95%. V takovém případě můžeme říci, že experimentální metoda měření pomocí navrženého FBG senzoru byla řádně verifikována a ověřena.

Závěr

Tato práce popisuje návrh, realizaci a ověření funkcionality vláknově optického senzoru pro monitorování tepové frekvence lidského těla. Měřicí sonda je založena na stále více se rozšiřující technologii Braggovských mřížek (FBG). Pro zapouzdření FBG senzoru byl použit polymerní materiál zvaný polydimethylsiloxan (PDMS). Tento materiál našel široké uplatnění v biomedicínských aplikacích, a to díky jeho skvělým vlastnostem, jako je netečnost vůči lidské kůži, odolnost vůči elektromagnetickému rušení a UV záření. Právě kvůli odolnosti vůči elektromagnetickému rušení si tento materiál našel společné využití s vláknově optickými senzory, které jsou také imunní vůči elektromagnetickému poli. Takové vlastnosti nacházejí v biomedicínských aplikacích skvělé využití, například v prostředí magnetické rezonance, kde konvenční metody snímání životně důležitých funkcí lidského těla selhávají.

Samotné měření, které se skládalo z referenčního (měřeno pomocí tří-svodového EKG) a experimentální části (měřeno pomocí navrženého FBG senzoru, který snímá tzv. BKG signál) bylo provedeno na šesti dobrovolnících, z toho pět mužského pohlaví (1M-5M) a jeden ženského pohlaví (1Z). Výše zmíněným testovacím subjektům byl na hrud' připevněn FBG senzor pomocí elastického stahovacího pásu. Žádný ze subjektů si po dotázání nestěžoval na nekomfortní připevnění senzoru. U všech měření byla monitorovaná osoba v poloze vleže.

Naměřený signál obsahoval také nežádoucí složky (minoritní artefakty), jako například jemné pohybové artefakty (kašel, pohyb hlavy, apod.). Tyto složky byly odfiltrovány pomocí pásmové propusti třetího řádu s mezními frekvencemi od 5 do 20 Hz. Pro stanovení tepové frekvence byla využita u referenčního EKG signálu detekce dominantní R vlny a u signálu BKG (tedy signálu z experimentálního měření pomocí navrženého FBG senzoru) detekce dominantní J vlny. V případě, že by bylo referenční měření vystaveno působení elektromagnetického pole, mohlo by dojít k navýšení T vlny z EKG signálu, a tím také k chybné detekci dominantních vln, a tedy i k chybnému určení tepové frekvence. Tato situace však u vláknově optických senzorů nenastává, což se považuje za hlavní výhodu oproti klasickým metodám měření tepové frekvence a jiných životně důležitých funkcí. Pro vyhodnocení naměřených signálů a tvorbu grafických výstupů, které jsou v práci uvedeny, jsem použil softwarové prostředí MatLab.

Na příkladných obrázcích 24 a 25 jsou znázorněny grafy popisující průběhy srovnání tepové frekvence v čase získané z navrženého FBG senzoru a referenčního měření. Na těchto grafech lze pozorovat velmi podobný trend průběhu obou senzorů (EKG a FBG), z čehož lze na první pohled pozorovat, že podobnost naměřených dat je velmi velká.

Výše uvedené tvrzení potvrzuje i porovnání rozdílů mezi referenčním a experimentálním měřením pomocí objektivní medicínské Bland-Altmanovy analýzy. Jedná se o nejvíce používanou analýzu v biomedicínských aplikacích pro porovnání dvou metod. Průměrná výsledná hodnota Bland-Altmanovy analýzy byla vyšší než 95%, tedy konkrétně 95,27% (průměrná relativní chyba byla 4,73%). V takovém případě můžeme říci, že experimentální měření pomocí navrženého FBG senzoru byla řádně verifikována a ověřena.

V této práci byl představen inovativní FBG senzor pro sledování tepové frekvence lidského těla s možností využití v prostředí magnetické rezonance, a to bez negativního ovlivnění funkce senzoru silou magnetického pole skeneru. Senzor je charakterizován nízkou relativní chybou (pod 5%) a cenou v řádu jednotek tisíc Kč.

Použitá literatura

- [1] REICHL, Jaroslav a Martin VŠETIČKA. Encyklopedie fyziky [online]. [cit. 2019-02-25]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/print/438-lom-refrakce-svetla>
- [2] NOŽKA, Marek. Spojování optických vláken [online]. [cit. 2019-02-25]. Dostupné z: <https://mamut.spseol.cz/nozka/psk/048-opticka-vlakna-IV/>
- [3] DAVID, Jakub. Lékařské přístroje a zařízení [online]. [cit. 2019-02-25]. Dostupné z: <https://sites.google.com/site/lpz2011123/zobrazovaci-metody/endoskop/rozdeleni-vlaken-a-ztraty-v-optickem-prostredi>
- [4] MARŠÁLEK, Leoš. Optická vlákna [online]. Ostrava, 2006 [cit. 2019-03-12]. Dostupné z: <http://goro.czweb.org/download/interest/vlakna.pdf>. VŠB-TOU.
- [5] Nedoma, J.; Fajkus, M.; Martinek, R.; Nazeran, H. Vital Sign Monitoring and Cardiac Triggering at 1.5 Tesla: A Practical Solution by an MR-Ballistocardiography Fiber-Optic Sensor. *Sensors* 2019, 19, 470.
- [6] BŘEČKAY, Norbert. Bio senzor telesného tepu založený na Braggovskej mriežke [online]. Ostrava, 2017 [cit. 2019-03-18]. Dostupné z: https://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/118907/BRE0115_FEI_B2647_2601R013_2017.pdf?sequence=1&isAllowed=y. Bakalářská práce. VŠB-TOU.
- [7] VANĚK, Ondřej. Zabezpečovací systém s Braggovskými mřížkami instalovanými do podlahy: Bakalářská práce. Ostrava: VSB, 2016. 48 s.
- [8] Agarwal, R.P.; O'Regan, D. Two-Dimensional Wave Equation. In Ordinary and Partial Differential Equations; Springer: New York, NY, USA, 2009.
- [9] Kersay, A.D.; Davis, M.A.; Patrick, H.J.; LeBlanc, M.; Koo, K.P.; Askins, C.G.; Putnam, M.A.; Friebele, E.J. Fiber grating sensors. *J. Lightw. Technol.* 1997, 15, 1442–1463.
- [10] Fajkus M, Nedoma J, Martinek R, Vasinek V, Nazeran H, Siska P. A Non-Invasive Multichannel Hybrid Fiber-Optic Sensor System for Vital Sign Monitoring. *Sensors* (Basel). 2017;17(1):111. Published 2017 Jan 8. doi:10.3390/s17010111
- [11] OTHONOS, Andreas, Kyriacos KALLI a Francis T YU. Fiber Bragg gratings: Fundamentals and applications in telecommunications and sensing. 2nd ed. Boston, Mass.: Artech House, 1999, xiv, 422p
- [12] Tosi D. Review of Chirped Fiber Bragg Grating (CFBG) Fiber-Optic Sensors and Their Applications. *Sensors* (Basel). 2018;18(7):2147. Published 2018 Jul 4. doi:10.3390/s18072147
- [13] C. Massaroni et al., Design and preliminary assessment of a smart textile for respiratory monitoring based on an array of Fiber Bragg Gratings, in: 2016 38th Annual International

- Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016, pp. 6054–6057.
- [14] NEDOMA, Jan, Stanislav KEPÁK, Marcel FAJKUS, Jakub ČUBÍK, Petr ŠIŠKA, Radek MARTINEK a Petr KRUPA. Magnetic resonance imaging compatible non-invasive fibre-optic sensors based on the Bragg gratings and interferometers in the application of monitoring heart and respiration rate of the human body: A comparative study [online]. 2018 [cit. 2019-04-25]. DOI: 10.3390/s18113713. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/133481>
- [15] M. Krej, Ł. Dziuda and F. W. Skibniewski, "A Method of Detecting Heartbeat Locations in the Ballistocardiographic Signal From the Fiber-Optic Vital Signs Sensor," in *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 19, no. 4, pp. 1443-1450, July 2015.
- [16] HENDL, Jan Statistické přístupy k porovnávání biomedicínckých metod měření. [online]. [cit.2009-04-21]. Dostupné z <http://ceskakinantropologie.cz/hendl/metodologie/blandaltmanclanek1.pdf>
- [17] M. Filograno, M. Pisco, A. Catalano, E. Forte, M. Aiello, C. Cavaliere, A. Soricelli, D. Davino, C. Visone, A. Cutolo, and A. Cusano, "Triaxial Fiber Optic Magnetic Field Sensor for Magnetic Resonance Imaging," *J. Lightwave Technol.* 35, 3924-3933 (2017).
- [18] Paulo Roriz, Lídia Carvalho, Orlando Frazão, José Luís Santos, José António Simões, From conventional sensors to fibre optic sensors for strain and force measurements in biomechanics applications: A review, *Journal of Biomechanics*, Volume 47, Issue 6, 2014, Pages 1251-1261, ISSN 0021-9290, <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.01.054>.
- [19] Chethana, K. , Guru Prasad, A. S., Omkar, S. N. and Asokan, S. (2017), Fiber bragg grating sensor based device for simultaneous measurement of respiratory and cardiac activities. *J. Biophoton*, 10: 278-285. doi:10.1002/jbio.201500268
- [20] Ł. Dziuda, F. W. Skibniewski, M. Krej and J. Lewandowski, "Monitoring Respiration and Cardiac Activity Using Fiber Bragg Grating-Based Sensor," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 7, pp. 1934-1942, July 2012. doi: 10.1109/TBME.2012.2194145
- [21] Ł. Dziuda, M. Krej and F. W. Skibniewski, "Fiber Bragg Grating Strain Sensor Incorporated to Monitor Patient Vital Signs During MRI," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 13, no. 12, pp. 4986-4991, Dec. 2013. doi: 10.1109/JSEN.2013.2279160
- [22] INAN, Omer T., Pierre-Francois MIGEOTTE, Kwang-Suk PARK, et al. Ballistocardiography and Seismocardiography: A Review of Recent Advances. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* [online]. 2015, 19(4), 1414-1427 [cit. 2017-

- 09-25]. DOI: 10.1109/JBHI.2014.2361732. ISSN 2168-2194. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6916998/>
- [23] PINHEIRO, Eduardo, Octavian POSTOLACHE a Pedro GIRÃO. Theory and Developments in an Unobtrusive Cardiovascular System Representation: Ballistocardiography. [online]. 2010 [cit. 2019-04-02]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3111731/>
- [24] LANČOVÁ, Jana. Metody zpracování balistokardiografie [online]. Ostrava, 2018 [cit. 2019-04-25]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/128485>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava
- [25] Product TSD221-MRI. Available online: <https://www.biopac.com/wp-content/uploads/TSD221-MRI.pdf> (accessed on 6 December 2018).
- [26] PENHAKER, Marek. Zdravotnické elektrické přístroje. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2013, 340 s.
- [27] ŠEDA, Jan. 2010. Měřič tepové frekvence: bakalářská práce. Brno: VUT, 2010. 77 s.
- [28] SCHEJBALOVÁ, H., I. STIBOR, I. PROKOPOVÁ a D. LUKÁŠ. Polymerizace cyklických sloučenin (monomerů). VIII.6.2.4.
- [29] Łukasz Dziuda "Fiber-optic sensors for monitoring patient physiological parameters: a review of applicable technologies and relevance to use during magnetic resonance imaging procedures," *Journal of Biomedical Optics* 20(1), 010901 (16 January 2015).
- [30] A. Grillet *et al.*, "Optical Fiber Sensors Embedded Into Medical Textiles for Healthcare Monitoring," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 8, no. 7, pp. 1215-1222, July 2008. doi: 10.1109/JSEN.2008.926518
- [31] Wehrle, Günther & Nohama, Percy & , Kalinowski & Torres, Pedro & , Valente. (2001). A fibre optic Bragg grating strain sensor for monitoring ventilatory movements. *Measurement Science and Technology*. 12. 805. 10.1088/0957-0233/12/7/309.
- [32] J. P. Carmoet al., "Application of fiber Bragg gratings to wearable garments," *IEEE Sens. J.* 12(1), 261–266 (2012). ISJEAZ1530-437X <http://dx.doi.org/10.1109/JSEN.2011.2161281>
- [33] Cheng Zhang, Chang-yun Miao, Hong-qiang Li, Hui-chao Song, and Fan-jie Xu "Smart textile sensing system for human respiration monitoring based on fiber Bragg grating", *Proc. SPIE 7381, International Symposium on Photoelectronic Detection and Imaging 2009: Material and Device Technology for Sensors*, 738104 (24 August 2009); doi: 10.1117/12.834970; <https://doi.org/10.1117/12.834970>
- [34] J. Woet al., "Noninvasive respiration movement sensor based on distributed Bragg reflector fiber laser with beat frequency interrogation," *J. Biomed. Opt.* 19(1), 017003 (2014). JBOPFO1083-3668 <http://dx.doi.org/10.1117/1.JBO.19.1.017003>

- [35] J. De Jonckheere et al., "FBG-based smart textiles for continuous monitoring of respiratory movements for healthcare applications," in Proc. of the 12th IEEE Int. Conf. on e-Health Networking Applications and Services, pp. 277–282, Institute of Electrical and Electronics Engineers, New York, NY (2010).
- [36] T. Allsop et al., "Respiratory function monitoring using a real-time three-dimensional fiber-optic shaping sensing scheme based upon fiber Bragg gratings," J. Biomed. Opt. 17(11), 117001 (2012). JBOPFO1083-3668 <http://dx.doi.org/10.1117/1.JBO.17.11.117001>
- [37] J. Hao et al., "FBG-based smart bed system for healthcare applications," Front. Optoelectron. China 3(1), 78–83 (2010). 2095-2759 <http://dx.doi.org/10.1007/s12200-009-0066-0>
- [38] D. Gurkan, D. Starodubov, X. Yuan, "Monitoring of the heartbeat sounds using an optical fiber Bragg grating sensor," in Proc. of IEEE Sensors, pp. 306–309, Institute of Electrical and Electronics Engineers, New York, NY (2005).
- [39] D. Tosi, M. Olivero, G. Perrone, "Low-cost fiber Bragg grating vibroacoustic sensor for voice and heartbeat detection," Appl. Opt. 47(28), 5123–5129 (2008). APOPAI0003-6935 <http://dx.doi.org/10.1364/AO.47.005123>
- [40] Taffoni, F.; Formica, D.; Saccomandi, P.; Pino, G.D.; Schena, E. Optical Fiber-Based MR-Compatible Sensors for Medical Applications: An Overview. *Sensors* 2013, 13, 14105–14120.
- [41] Yoo, W.J.; Jang, K.W.; Seo, J.K.; Heo, J.Y.; Moon, J.S.; Park, J.Y.; Lee, B. Development of respiration sensors using plastic optical fiber for respiratory monitoring inside MRI system. J. Opt. Soc. Korea 2010, 14, 235–239.
- [42] Kam, W.; Mohammed, W.S.; Leen, G.; O'Sullivan, K.; O'Keeffe, M.; O'Keeffe, S.; Lewis, E. All plastic optical fiber-based respiration monitoring sensor. In Proceedings of the IEEE Sensors, New Delhi, India, 29–31 December 2017; pp. 1–3.
- [43] Nedoma, J.; Fajkus, M.; Novak, M.; Strbikova, N.; Vasinek, V.; Nazeran, H.; Vanus, J.; Perecar, F.; Martinek, R. Validation of a novel fiber-optic sensor system for monitoring cardiorespiratory activities during mri examinations. Adv. Electr. Electron. Eng. 2017, 15, 536–543.
- [44] Dziuda, L.; Skibniewski, F.W. A new approach to ballistocardiographic measurements using fibre Bragg grating-based sensors. Biocybern. Biomed. Eng. 2014, 34, 101–106.
- [45] Lukasz Dziuda, Franciszek W. Skibniewski, Mariusz Krej, and Paulina M. Baran "Fiber Bragg grating-based sensor for monitoring respiration and heart activity during magnetic resonance imaging examinations," Journal of Biomedical Optics 18(5), 057006 (22 May 2013).

- [46] DziudaL, LewandowskiJ, SkibniewskiF, NowickiG2012 Fiber-Optic Sensor For Respiration and Hear Rate Monitoring in The MRI EnvironmentProcedia Engineering591291-1294